



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **06114059 A**(43) Date of publication of application: **26.04.94**

(51) Int. Cl.

A61B 8/06
G01P 5/00
(21) Application number: **04265052**(71) Applicant: **TOSHIBA CORP**(22) Date of filing: **02.10.92**(72) Inventor: **YAMAZAKI NOBUO**(54) **ULTRASONIC COLOR DOPPLER TOMOGRAPH**

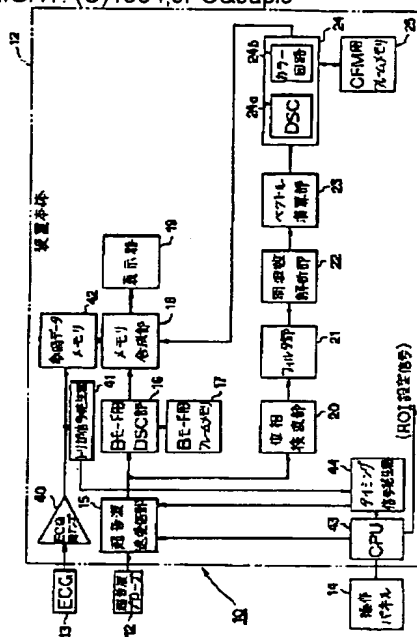
with the memory synthesization section 18 and the results are shown in real time on a display device 19.

(57) Abstract:

PURPOSE: To enable the diagnosing of a local lesion quickly and quantitatively by obtaining a highly accurate CFM image of a cardiac muscle or the like in real time while the contour thereof is traced automatically at a high accuracy and efficiently.

CONSTITUTION: An echo signal subjected to a Doppler shift from a probe is shaped in phase to be added with a transmitting/receiving section 15 and sent to a phase detection part 20, a filter part 21 and a frequency analysis part 22. The frequency analysis part 22 computes a kinetic rate of a cardiac muscle in the direction of an ultrasonic wave according to a Doppler shift value at each sampling point by frequency analysis and the results are sent to a vector computing section 23, which 23 computes an absolute rate in the direction of motion of the cardiac muscle at each sampling point as vector value to be sent to a DSC section 24 for CFM. A color circuit 24b of the DSC section 24 applies color or brightness according to the size of the absolute rate and a DSC 24a converts a scanning system to send a conversion data to a memory synthesization section 18. The data is made to overlap a B mode black/white image

COPYRIGHT: (C)1994,JPO&Japio



(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-114059

(43)公開日 平成6年(1994)4月26日

(51)Int.Cl.⁵

A 6 1 B 8/06

G 0 1 P 5/00

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

7507-4C

C 7907-2F

審査請求 未請求 請求項の数13(全 44 頁)

(21)出願番号

特願平4-265052

(22)出願日

平成4年(1992)10月2日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 山崎 延夫

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

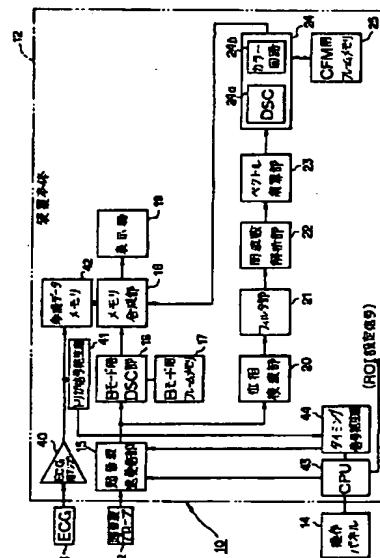
(74)代理人 弁理士 波多野 久 (外1名)

(54)【発明の名称】 超音波カラードブラ断層装置

(57)【要約】

【目的】心筋などの高精度なCFM画像をリアルタイムで得ると共に、その輪郭を高精度で効率良く自動トレースし、局所的な病変部を迅速且つ定量的に診断。

【構成】プローブ11からのドブラ偏移を受けたエコー信号は送受信部15で整相加算され、位相検波部20、フィルタ部21、周波数解析部22に送られる。周波数解析部22は周波数解析によりドブラ偏移量に応じた超音波ビーム方向の心筋の運動速度をサンプル点毎に演算し、ベクトル演算部23に送る。ベクトル演算部23は各サンプル点毎に心筋の運動方向の絶対速度をベクトル量として演算し、CFM用DSC部24に送る。DSC部24のカラー回路224aは絶対速度の大きさに応じた色又は輝度を付け、DSC24bは走査方式を変換して変換データをメモリ合成部18に送る。メモリ合成部18でBモード白黒画像に重畳され、表示器19でリアルタイムに表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動速度をカラー表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波カラードブラ断層装置。

【請求項2】 前記速度演算手段は、前記器官の運動の超音波ビーム方向の速度を演算するビーム方向速度演算手段と、このビーム方向速度演算手段の演算値に基づいて前記器官の各サンプルボリューム点における運動方向の絶対速度を演算する絶対速度演算手段とを備えた請求項1記載の超音波カラードブラ断層装置。

【請求項3】 心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算した運動速度に基づいて前記器官の断層面での輪郭情報を演算する輪郭情報演算手段と、この輪郭情報演算手段が演算した情報と前記速度演算手段が演算した運動速度とに基づいて前記器官の運動方向の絶対速度を推定演算する絶対速度推定手段とを備えたことを特徴とする超音波カラードブラ断層装置。

【請求項4】 心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、上記器官のBモード断層像を得るBモード像取得手段と、このBモード像取得手段が取得したBモード像に基づき前記器官の輪郭情報を演算するBモード像輪郭情報演算手段と、このBモード像輪郭情報演算手段が演算した情報と上記速度演算手段が演算した運動速度とに基づいて前記器官の運動方向の絶対速度を推定演算する絶対速度推定手段とを備えたことを特徴とする超音波カラードブラ断層装置。

【請求項5】 心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算した運動速度に基づいて前記器官の断層面での輪郭情報を演算する輪郭情報演算手段と、この輪郭情報演算手段が演算した情報に基づいて上記器官の断層画像をカラー表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波カラードブラ断層装置。

【請求項6】 前記輪郭情報に基づき、表示画像上にお

いて器官の輪郭線をリアルタイムに自動トレースする自動トレース手段を付加した請求項3乃至5記載の超音波カラードブラ断層装置。

【請求項7】 前記器官のBモード断層像を得るBモード像取得手段と、このBモード像取得手段が取得したBモード像の各サンプルボリューム点の輝度が所定値以上か否かを判断する判断手段と、この判断手段により輝度が所定値以上であると判断されたサンプルボリューム点のみの前記速度演算手段の演算値を出力する弁別手段とを付加したことを特徴とする請求項1乃至6記載の超音波カラードブラ断層装置。

【請求項8】 前記表示手段により表示された運動速度のカラー画像に所望域のROIを設定するROI設定手段と、このROI設定手段により設定されたROI内のサンプルボリューム点における超音波走査毎の速度データを用いて器官の速度に関係した運動情報を演算する運動情報演算手段と、この運動情報演算手段が演算した運動情報を表示する運動情報表示手段とを具備し、前記運動情報演算手段が演算する運動情報は、前記ROI内の平均速度の大きさの時間変化、前記ROI内の最大速度の大きさの時間変化、上記平均速度の大きさの時間変化曲線に対する時間積分、上記最大速度の大きさの時間変化曲線に対する時間積分、前記ROI内でのカラー表示面積、及び速度ヒストグラム内の少なくとも一つである請求項1乃至7記載の超音波カラードブラ断層装置。

【請求項9】 心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段の演算値に基づきサンプルボリューム毎の器官の運動加速度を演算する加速度演算手段と、この加速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動加速度をカラーで表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波カラードブラ断層装置。

【請求項10】 心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動速度をフレーム毎に記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶されている運動速度データを読み出して器官の運動速度の時相をサンプルボリューム毎に解析する運動時相解析手段と、この運動時相解析手段の解析結果を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波カラードブラ断層装置。

【請求項11】 心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手

段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段の演算値に基づきサンプルボリューム毎の器官の運動加速度を演算する加速度演算手段と、この加速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動加速度をフレーム毎に記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶されている運動加速度データを読み出して器官の運動加速度の時相をサンプルボリューム毎に解析する運動時相解析手段と、この運動時相解析手段の解析結果を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波カラードブラ断層装置。

【請求項12】 心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動速度をフレーム毎に記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶されている運動速度データを読み出して器官の運動速度の変化の位相をサンプルボリューム毎に解析する運動速度位相解析手段と、この運動速度位相解析手段の解析結果を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波カラードブラ断層装置。

【請求項13】 前記速度演算手段は、血流及び弁の運動速度に対応した超音波エコー信号をカットするフィルタ手段を有することを特徴とする請求項1乃至12記載の超音波カラードブラ断層装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、心筋梗塞、狭心症などの虚血性心疾患、肥大型心筋症などの左室拡張障害、WPW症候群などの刺激伝導系の異常などを有効に診断できる超音波カラードブラ断層装置に係り、とくに、心筋（心臓壁）や血管壁の運動速度をドブラ法を用いて検出し、その運動速度から運動の種々の物理量を演算し、その演算結果を適宜な態様で表示する一方、心内膜や血管内膜の運動を自動トレースできるようにした超音波カラードブラ断層装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 現在、心臓や血管の機能を定量的に評価することは、心臓病の診断にとって必須となっており、各種の診断方法が試みられている。

【0003】 この内、超音波による診断においては、例えば心臓左室のリアルタイムのBモード断層像を観察することで、行われることが多かった（左室は心臓の機能評価の中心になる）。この観察によって、上述した虚血性心疾患、左室拡張障害、刺激伝導系の異常などがかなり重度の場合、ある程度の診断が可能ではある。しかし、例えば、虚血性心疾患における局所的な収縮能低下部位の検出、左室拡張障害の客観的診断、及び、刺激伝

導系の異常壁運動の位置と広がり検出などについて、詳細な情報を得ることは實際上、困難であった。

【0004】 そこで、この困難を打破すべく、虚血性心疾患に対しては専用の左室壁運動解析法がある。この解析法は、左室の収縮期と拡張期における心筋の厚みの変化を測定して、厚みの変化が少ない部位を「収縮能が低下した部位」、即ち「虚血部位」と診断するものである。この解析のアルゴリズムには種々の方式が考えられているが、それらのアルゴリズムを実施するには、収縮末期及び拡張末期における、Bモード断層像からの左室心内膜又は心外膜のトレースが必要になる。

【0005】 また、心筋梗塞を診断する方法として、ストレスエコー法も知られている。この診断方法は、運動、薬物、電気刺激などにより心臓に負荷を与え、この負荷の前後における心臓の超音波断層像（Bモード像）を夫々録画しておく。そして、負荷をかける前と後の画像を一つのモニタに並列に表示し、心臓の収縮期と拡張期における心筋の厚みの変化（心筋は通常、収縮期に厚くなる）を比較し、梗塞部位を検出するものである。この検出にも、画像上で心筋の内壁や外壁、さらには心筋の中心線をトレースして、その輪郭情報を得る必要がある。

【0006】 上述したトレースは、従来は殆どの場合、キーボードやトラックボールをマニュアルを操作してROIを動かすことで行っている。このマニュアル操作には、多大な労力と操作時間が必要となり、リアルタイム処理は不可能である上、再現性も悪い。

【0007】 そこで、Bモード断層像の画像データから心筋の輪郭を自動的にトレース（抽出）する手法も考えられている。このトレース方は、心筋とその周辺の部位とのエコーレベルが違う（心筋からのエコーレベルの方がその周辺部位からのそれよりも大きい）ことを利用するものである。つまり、図64（a）に示すように、エコーレベルに一定の域値を設定し、この域値と同レベルのエコー信号の位置を輪郭線として抽出する。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上述した自動トレース法にあっては、受信信号の増幅率（ゲイン）を変えると、図64（a）、（b）に示す如く、輪郭線として抽出される位置がずれてしまう（同図（b）中のずれS1参照）。このため、Bモード断層像を使って心筋の輪郭をリアルタイム且つ高精度に自動抽出することは今だ困難を極めていた。

【0009】 ましてや、前述した左室拡張障害の客観的診断、及び、刺激伝導系の異常壁運動の位置と広がり検出についても、超音波診断装置を用いた有用且つ簡便な診断法は未だ確立されていない。

【0010】 この発明は、上述した従来の問題に鑑みてなされたもので、超音波信号を用いて心筋や血管壁の運動情報をほぼリアルタイムに取得し、カラー表示して、

それら器官の機能低下を定量的且つ高精度に評価できるようにする。とくに、上記運動情報として超音波ドブラ法に拠る超音波ビーム方向の運動速度を検出し、このビーム方向速度に基づき器官の観測点の実際の運動方向における速度（絶対速度と呼ぶ）を容易に推定又は演算できるようにし、運動の定量的解析やカラー表示の精度をより向上させる。また、運動速度の情報から加速度やその他、運動時相、速度の位相解析などの情報を演算し、カラー表示できるようにして、運動情報の検出構成を必要最小限に抑えながら、運動を多方面から解析できるようにする。また、計測機能を充実させる。一方、それらの器官の輪郭を自動的にトレースできるようにし、そのトレース精度及び再現性を飛躍的に向上させると共に、その作業性を著しく向上させることを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成させるため、この発明に係る超音波カラードブラ断層装置は以下の構成を備える。

【0012】まず、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動速度をカラー表示する表示手段とを備えた。

【0013】とくに、前記速度演算手段は、前記器官の運動の超音波ビーム方向の速度を演算するビーム方向速度演算手段と、このビーム方向速度演算手段の演算値に基づいて前記器官の各サンプルボリューム点における運動方向の絶対速度を演算する絶対速度演算手段とを備えた。

【0014】また別の態様では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算した運動速度に基づいて前記器官の断層面での輪郭情報を演算する輪郭情報演算手段と、この輪郭情報演算手段が演算した情報と前記速度演算手段が演算した運動速度とに基づいて前記器官の運動方向の絶対速度を推定演算する絶対速度推定手段とを備えた。

【0015】さらに別の態様では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、上記器官のBモード断層像を得るBモード像取得手段と、このBモード像取得手段が取得したBモード像に基づき前記器官の輪郭情報を演算するBモード像輪郭

情報演算手段と、このBモード像輪郭情報演算手段が演算した情報と上記速度演算手段が演算した運動速度とに基づいて前記器官の運動方向の絶対速度を推定演算する絶対速度推定手段とを備えた。

【0016】またさらに別の態様では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算した運動速度に基づいて前記器官の断層面での輪郭情報を演算する輪郭情報演算手段と、この輪郭情報演算手段が演算した情報に基づいて上記器官の断層画像をカラー表示する表示手段とを備えた。

【0017】とくに、前記輪郭情報に基づき、表示画像上において器官の輪郭線をリアルタイムに自動トレースする自動トレース手段を付加した構成をとる。

【0018】さらに別の態様では、前記器官のBモード断層像を得るBモード像取得手段と、このBモード像取得手段が取得したBモード像の各サンプルボリューム点の輝度が所定値以上か否かを判断する判断手段と、この判断手段により輝度が所定値以上であると判断されたサンプルボリューム点のみの前記速度演算手段の演算値を出力する弁別手段とを付加した構成とする。

【0019】さらに、前記表示手段により表示された運動速度のカラー画像に所望域のROIを設定するROI設定手段と、このROI設定手段により設定されたROI内のサンプルボリューム点における超音波走査毎の速度データを用いて器官の速度に関係した運動情報を演算する運動情報演算手段と、この運動情報演算手段が演算した運動情報を表示する運動情報表示手段とを具備し、前記運動情報演算手段が演算する運動情報は、前記ROI内の平均速度の大きさの時間変化、前記ROI内の最大速度の大きさの時間変化、上記平均速度の大きさの時間変化曲線に対する時間積分、上記最大速度の大きさの時間変化曲線に対する時間積分、前記ROI内でのカラー表示面積、及び速度ヒストグラム内の少なくとも一つであるとする構成をとる。

【0020】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段の演算値に基づきサンプルボリューム毎の器官の運動加速度を演算する加速度演算手段と、この加速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動加速度をカラーで表示する表示手段とを備えた。

【0021】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで

10

20

30

40

50

走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動速度をフレーム毎に記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶されている運動速度データを読み出して器官の運動速度の時相をサンプルボリューム毎に解析する運動時相解析手段と、この運動時相解析手段の解析結果を表示する表示手段とを備えた。

【0022】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段の演算値に基づきサンプルボリューム毎の器官の運動加速度を演算する加速度演算手段と、この加速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動加速度をフレーム毎に記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶されている運動加速度データを読み出して器官の運動加速度の時相をサンプルボリューム毎に解析する運動時相解析手段と、この運動時相解析手段の解析結果を表示する表示手段とを備えた。

【0023】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動速度をフレーム毎に記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶されている運動速度データを読み出して器官の運動速度の変化の位相をサンプルボリューム毎に解析する運動速度位相解析手段と、この運動速度位相解析手段の解析結果を表示する表示手段とを備えた。

【0024】また、前記速度演算手段は、血流及び弁の運動速度に対応した超音波エコー信号をカットするフィルタ手段を有する構成をとる。

【0025】

【作用】この発明に係る超音波カラードブラ断層装置の一態様では、走査手段により、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域が超音波ビームで走査され、ドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られる。この超音波エコー信号に基づき、速度演算手段により、器官の例えば超音波ビーム方向の運動速度がサンプルボリューム毎に演算される。この速度演算値は表示手段により、その値に応じた色又は輝度でリアルタイムにカラー表示される。この結果、心筋や血管壁のCFM画像が得られる。

【0026】また別の態様では、器官の運動速度を演算するに際し、器官の運動の超音波ビーム方向の速度がビーム方向速度演算手段により演算され、そのビーム方向

速度演算値に基づいて器官の各サンプルボリューム点における運動方向の絶対速度が絶対速度演算手段により演算される。これにより、より高精度な運動速度が求められる。

【0027】さらに別の態様では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域が超音波ビームで走査されドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られ、この超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度がサンプルボリューム毎に演算される。この演算された運動速度に基づいて前記器官の断層面での輪郭情報が輪郭情報演算手段で得られ、その輪郭情報と演算された運動速度とに基づいて前記器官の運動方向の絶対速度が絶対速度推定手段により推定演算される。これにより、直接演算しない場合でも簡便的に絶対速度が求められる。

【0028】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域が超音波ビームで走査されドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られる。この超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度がサンプルボリューム毎に演算され、また上記器官のBモード断層像がBモード像取得手段で得られる。このBモード像取得手段が取得したBモード像に基づき前記器官の輪郭情報がBモード像輪郭情報演算手段により演算され、このBモード像輪郭情報演算手段が演算した情報と上記運動速度とに基づいて器官の運動方向の絶対速度が絶対速度推定手段により推定演算される。これにより、殆どの装置で取得されているBモード像を使って容易に絶対速度が推定される。

【0029】またさらに別の態様では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域が超音波ビームで走査されドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られる。この超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度がサンプルボリューム毎に演算される。この運動速度に基づいて器官の断層面での輪郭情報が輪郭情報演算手段で演算され、この演算された輪郭情報に基づいて上記器官の断層画像が表示手段によりカラー表示される。とくに、自動トレース手段を付加すると、輪郭情報に基づき、表示画像上において器官の輪郭線をリアルタイムに自動トレースできる。これにより、手動トレースよりも精度良く効率的に輪郭を知ることができ、また従来の自動トレースにおける増幅率の変化に伴う輪郭線の位置ずれを防止できる。

【0030】さらに別の態様では、器官のBモード断層像がBモード像取得手段から得られ、このBモード像の各サンプルボリューム点の輝度が所定値以上か否かが判断手段により判断される。この判断手段により輝度が所定値以上であると判断されたサンプルボリューム点のみの速度演算手段の演算値が弁別手段から出力される。これにより、運動速度にのってのノイズが低減される。

【0031】さらに、表示手段により表示された運動速度のカラー画像に所望域のROIをROI設定手段によ

り設定できる。このROI設定手段により設定されたROI内のサンプルボリューム点における超音波走査毎の速度データを用いて器官の速度に関係した運動情報が運動情報演算手段により演算される。この運動情報が運動情報表示手段により表示される。このとき、運動情報演算手段が演算する運動情報は、ROI内の平均速度の大きさの時間変化、ROI内の最大速度の大きさの時間変化、上記平均速度の大きさの時間変化曲線に対する時間積分、上記最大速度の大きさの時間変化曲線に対する時間積分、ROI内でのカラー表示面積、及び速度ヒストグラムの中の少なくとも一つである。これにより、運動速度を用いた計測機能を充実させる。

【0032】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られる。この超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度がサンプルボリューム毎に演算される。この速度演算値に基づきサンプルボリューム毎の器官の運動加速度が加速度演算手段により演算され、このサンプルボリューム毎の運動加速度が表示手段でカラーで表示される。

【0033】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られる。この超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度がサンプルボリューム毎に演算され、このサンプルボリューム毎の運動速度がフレーム毎に記憶手段に記憶される。この記憶されている運動速度データを読み出して器官の運動速度の時相がサンプルボリューム毎に運動時相解析手段で解析され、その解析結果が表示手段で表示される。

【0034】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られる。この超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度*

$$f_d = \{ (2 \cdot V \cdot \cos \theta) / C \} \cdot f_0 \quad \cdots (1)$$

ここで、Cは生体内における音速、 θ は物体Pの移動方向と超音波ビームのなす角度（移動物体に対する超音波ビームの入射角）である。

※

$$V = \{ C / (2 \cdot f_0 \cdot \cos \theta) \} \cdot f_d \quad \cdots (2)$$

となる。つまり、ドブラ偏移周波数 f_d が分かれば、物体の移動速度Vを(2)式から求めることができる。

【0040】ここで留意すべきは、ドブラ偏移周波数に寄与して検出できるのは超音波ビーム方向の速度成分「 $V \cdot \cos \theta$ 」のみであり、超音波ビームに直角な方向の速度成分は検出できないことである。そして、(2)式から速度Vを求めるためには、角度 θ （ $\neq 90^\circ$ ）を後述するように何らかの方法で推定する必要がある。

【0041】以下、この発明の実施例を図面を参照して

*がサンプルボリューム毎に演算され、この速度演算値に基づきサンプルボリューム毎の器官の運動加速度が加速度演算手段で演算される。このサンプルボリューム毎の運動加速度がフレーム毎に記憶手段に記憶され、この記憶手段に記憶されている運動加速度データを読み出して器官の運動加速度の時相がサンプルボリューム毎に運動時相解析手段で解析される。この解析結果は表示手段で表示される。

【0035】さらにまた別の態様では、心筋や血管壁などの周期的に運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られる。この超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度がサンプルボリューム毎に演算され、そのサンプルボリューム毎の運動速度がフレーム毎に記憶手段に記憶される。この記憶手段に記憶されている運動速度データが読み出されて器官の運動速度の変化の位相がサンプルボリューム毎に運動速度位相解析手段で解析される。この解析結果は表示手段で表示される。

【0036】とくに、速度演算手段はフィルタ手段を備えることにより、血流及び弁の運動速度に対応した超音波エコー信号がフィルタ手段により適宜カットされ、心筋や血管壁以外の組織や流れの運動に因るノイズが除去され、演算精度及び画質が向上する。

【0037】

【実施例】最初に、各実施例に共通する超音波ドブラ法の原理について説明する。この原理は、これまで血流計測に用いられたきたものと同様である。図2に示す如く、速度Vで運動している物体Pに向けて超音波プローブから周波数 f_0 の超音波を照射すると、物体での反射超音波の周波数はドブラ効果に因り偏移する。この反射超音波の周波数を f_1 とすると、ドブラ偏移周波数 f_d （ $= f_1 - f_0$ ）はおよそ次式で近似できる。

【0038】

【数1】

※【0039】上記(1)式から、物体の移動速度Vは、【数2】

説明する。

【0042】（第1実施例）図3～図8に基づき第1実施例を説明する。この第1実施例は、心筋（心臓壁）のCFM（カラーフローマッピング）画像を得る場合に適用したものである。

【0043】図3には、第1実施例の超音波カラードブラ断層装置のブロック構成を示す。図に示すように、この超音波カラードブラ断層装置10は、被検者との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ11と、この

超音波プローブ11を駆動し且つ超音波プローブ11の受信信号を処理する装置本体12と、この装置本体12に接続され且つ心電情報を検出するECG（心電計）13と、装置本体12に接続され且つオペレータからの指示情報を装置本体に出力可能な操作パネル14とを備える。

【0044】装置本体12は、その扱う信号経路の種別に拠り超音波プローブ系統、ECG系統及び操作パネル系統に大別することができる。超音波プローブ系統としては、超音波プローブ11に接続された超音波送受信部15を備え、この超音波送受信部15の出力側に配置されたBモード用DSC（デジタルスキャンコンバータ）部16、Bモード用フレームメモリ（FM）17、メモリ合成部18及び表示器19を備える一方、同じく超音波プローブ11に接続された、カラーフローマッピング（CFM）のための位相検波部20、フィルタ部21、周波数解析部22、ベクトル演算部23、CFM用DSC部24、及びCFM用フレームメモリ25を備えている。また、ECG系統としては、ECG13に接続されたECG用アンプ40を備え、このアンプ40の出力側に接続されたトリガ信号発生器41及び参照データメモリ42を備える。さらに、操作パネル系統としては、操作パネル14からの操作情報を入力するCPU（中央処理装置）43と、このCPU43の管理下に置かれるタイミング信号発生器44とを備える。なお、CPU43は、オペレータが操作パネル14を介して指令したROI（関心領域）の設定信号を、ROI設定に必要な各構成に供給できるようになっている。

【0045】この実施例にあっては、超音波プローブ11及び超音波送受信部15が本発明の走査手段を形成し、位相検波部20、フィルタ部21、周波数解析部22及びベクトル演算部23が本発明の速度演算手段を形成している。また、CFM用DSC部24、CFM用フレームメモリ25、メモリ合成部18及び表示器19が本発明の表示手段を形成している。

【0046】超音波プローブ11は、短冊状の複数の圧電振動子を配列させたトランスデューサを内臓している。各圧電振動子は、超音波送受信部15からの駆動信号によって励振できる。各駆動信号の遅延時間を制御することにより、スキャン方向を変更してセクタ電子走査可能になっている。超音波送受信部15の遅延時間パターンは、後述するタイミング信号発生器44から送られてくる基準信号を基準時として、CPU43により制御される。超音波送受信部15は、スキャン方向に対応して遅延時間パターンが制御された駆動電圧信号を超音波プローブ11に出力する。この駆動電圧信号を受けた超音波プローブ11は、そのトランスデューサにおいて電圧信号を超音波信号に変換する。この変換された超音波信号は、被検者の器官に向けて送波される。この送波された超音波信号は、心臓を含む各組織で反射され、再び

超音波プローブ11に戻ってくる。そこで、プローブ11内のトランスデューサでは反射超音波信号が再び電圧信号（エコー信号）に変換され、そのエコー信号は超音波送受信部15に出力される。

【0047】上記超音波送受信部15の信号処理回路は、送信時と同様に、入力したエコー信号に遅延をかけて整相加算し、スキャン方向に超音波ビームを絞ったと等価なエコービーム信号を生成する。この整相加算されたエコービーム信号は、検波された後、Bモード用DSC部16に出力される。このDSC部16は超音波走査のエコーデータを標準テレビ走査のデータに変換し、メモリ合成部18に出力する。また、これと並行して、Bモード用DSC部16は、任意の心位相における複数枚の画像データをBモード用フレームメモリ17に記憶させる。

【0048】一方、超音波送受信部15で処理されたエコー信号は、位相検波部20にも出力される。位相検波部20はミキサとローパスフィルタを備える。心筋のような運動をしている部位で反射したエコー信号は、ドブラ効果によって、その周波数にドブラ偏移（ドブラ周波数）を受けている。位相検波部20はそのドブラ周波数について位相検波を行い、低周波数のドブラ信号のみをフィルタ部21に出力する。

【0049】フィルタ部21は、運動速度の大きさが「心筋<弁<血流」の関係にあることを利用して（図4参照）、位相検波されたドブラ信号から、心臓壁以外の弁運動、血流などの不要なドブラ成分を除去し、超音波ビーム方向の心筋のドブラ信号を効率良く検出する。この場合、フィルタ部21はローパスフィルタとして機能する。

【0050】上記フィルタ部は既に実用化されている、血流情報を得るためのカラードブラ断層装置にも搭載されているものである。この血流情報を得るカラードブラ断層装置の場合には、血流と心臓壁、弁運動とのドブラ信号が混在した信号に対してハイパスフィルタとして機能させ、血流以外のドブラ信号を除去している。このため、フィルタ部は装置の目的に応じてローパスフィルタとハイパスフィルタとを切換可能にすることで汎用性を高めることができる。

【0051】フィルタ部21でフィルタリングされたドブラ信号は、次段の周波数解析部22に出力される。周波数解析部22は、超音波ドブラ血流計測で用いられている血流信号（ドブラ信号）の代表的な周波数分析法である、FFT法及び自己相関法を応用するものであり、個々のサンプルボリュームにおける観測時間（時間窓）内での平均速度や最大速度を演算する。具体的には、例えば、FFT法又は自己相関法を用いてスキャン各点の平均ドブラ周波数（即ち、その点での観測対象の運動の平均速度）や分散値（ドブラスペクトラムの乱れ度）を、さらにはFFT法を用いてドブラ周波数の最大値

(即ち、その点での観測対象の運動の最大速度)などをリアルタイムで演算する。このドブラ周波数の解析結果はカラードブラ情報として次段のベクトル演算部23に出力される。

【0052】ベクトル演算部23は、心筋などの運動の絶対速度(ここでは、例えば図2に示すように、物体の運動方向の速度Vそれ自体を言い、2次元の座標系におけるベクトル量(大きさ及び方向を有する))を例えば下記的方式で推定演算するものである。

【0053】前述したように、超音波ドブラ法により直接検出される移動物体の速度は、超音波ビーム方向の速度成分「 $V \cdot \cos \theta$ 」である。しかし、実際に得たい速度は、絶対速度Vである。この絶対速度ベクトルの推定方式には、(i) 移動物体の目標位置に向けて、開口位置及び入射角の異なる2方向から超音波ビームを個別に照射し、各々のビーム照射で得られるドブラ偏移周波数に基づいて推定する方式、(ii) 開口は同一であって照射方向が僅かに異なる2方向の超音波ビームのドブラ偏移周波数(動径成分)からビームに直角の方向の成分(接線成分)を求め、係る絶対速度ベクトルを推定する方式など、種々のものがある。これらの推定方式は超音波ドブラ血流計測装置に用いられているが、心筋及び血管壁の運動速度ベクトルの推定にも応用できる。ここでは、(i)の推定方式を図5、6に基づいて説明する。

【0054】図5において、開口1及び開口2で得られるドブラ偏移周波数から推定可能な各超音波ビーム方向の速度成分 $Vd1$ 、 $Vd2$ は、移動物体の絶対速度Vに対して、

【数3】

$$\begin{aligned} V &= \{ (\text{線分AC})^2 + (\text{線分BC})^2 \}^{1/2} \\ &= \{ Vd1^2 + (Vd1 \cdot \cot \phi - Vd2 / \sin \phi)^2 \}^{1/2} \\ &= Vd1 \cdot \{ 1 + (\cot \phi - (Vd2 / Vd1) / \sin \phi)^2 \}^{1/2} \\ &\dots (3) \end{aligned}$$

により求められる。即ち、2つの開口からの超音波ビームの成す角度 ϕ が既知であれば、2つのドブラ出力 $Vd1$ 、 $Vd2$ から絶対速度Vを入射角に無関係に決定することができる。

【0055】そして、(3)式から絶対速度Vが求められると、

$$\text{【数9】 } Vd1 = V \cdot \cos \theta 1$$

より

【数10】

$$\theta 1 = \cos^{-1} (Vd1 / V) \dots (4)$$

が得られ、絶対速度Vの方向が決定される。

【0056】以上のようにして絶対速度Vを演算できることから、超音波送受信部15は、上述した2方向からの超音波ビームの送受信に対応すべく遅延及び開口制御

*

$$\begin{aligned} Vd1 &= V \cdot \cos \theta 1 \\ Vd2 &= V \cdot \cos \theta 2 \end{aligned}$$

の関係が成り立つ。これらの関係は図6のように表される。図6において、

【数4】

$$\begin{aligned} \text{線分AB} &= V \\ \text{線分AC} &= Vd1 = V \cdot \cos \theta 1 \\ \text{線分AD} &= Vd2 = V \cdot \cos \theta 2 \end{aligned}$$

である。また、三角形 $\triangle ADE$ と $\triangle BCE$ は相似形であるから、

【数5】

$$\begin{aligned} \text{線分BC} : \text{線分CE} &= \text{線分AD} : \text{線分DE} \\ \text{角CBE} &= \text{角DAE} = \phi \end{aligned}$$

であり、

【数6】

$$\begin{aligned} \text{線分AD} &= Vd2 \\ \text{線分DE} &= Vd2 \cdot \tan \phi \\ \text{線分CE} &= Vd1 - Vd2 / \cos \phi \end{aligned}$$

であるから、

【数7】

$$\begin{aligned} \text{線分BC} &= \text{線分CE} / \tan \phi \\ &= (Vd1 - Vd2 / \cos \phi) / \tan \phi \\ &= Vd1 \cdot \cot \phi - Vd2 / \sin \phi \end{aligned}$$

となる。したがって、線分AB、即ち絶対速度Vは、

*30 【数8】

を行うようになっている。これに呼応して、周波数解析部22からは、上記片方ずつの超音波ビームの送受信に対応したドブラ出力 $Vd1$ 、 $Vd2$ が交互にベクトル演算部23に出力される。ベクトル演算部23では、上記(3)式及び(4)式の演算が行われる。

【0057】なお、上記速度ベクトルの推定には他の方式も使うこともできる。一般に推定精度、リアルタイム性、回路規模(即ちコストや大形化)は各々トレードオフの関係にある。

【0058】上述したように各サンプルボリューム毎に演算された絶対速度ベクトルVのデータは、次段のCFM用DSC部24に出力される。CFM用DSC部24は、走査方式変換用のDSC24aと速度データをカラー化するためにルックアップ用テーブルを備えたカラー

回路24bとを備えている。このため、ベクトル演算部23にて演算された2次元の絶対速度ベクトルは、DSC24aで超音波走査信号が標準テレビ走査信号に変換されると共に、カラー回路24bでカラー表示用データに変換され、その変換信号が前記メモリ合成部18に出力される。

【0059】ここで、上記カラー回路24bで処理される心筋速度のカラー表示方式について触れる。このカラー表示を大別すると、(i)速度の大きさ(絶対値)の表示、(ii)運動の方向と速度の大きさの表示、(iii)運動の方向の表示、に分けられる。(i)の表示法としては、a:単色で大きさに応じて輝度を変える、b:大きさに応じて色を変える、がある。(ii)の表示法については、方向を色で示し、大きさを輝度で示すやり方があり、この内、方向については、得られる速度情報の態様に応じて、適用可能な表現法が制限される。ここでは、CFM用DSC部24のカラー回路24bにおいて、図7に示したように、カラーが決められる。即ち、従来知られている超音波ビームに近づく運動を赤、超音波ビームから遠ざかる運動を青で示す方法に対応させて、心筋の収縮運動を赤、心筋の拡張運動を青で示し、且つ、その絶対値が大きくなるにしたがって明るい赤又は明るい青で(輝度を上げる)示すようにしたものである。

【0060】また、CFM用DSC部24のDSC24aはさらに、任意の心時相における複数枚のカラードブラ画像をCFM用フレームメモリ25に記憶させる。

【0061】一方、前述したECG13は被検者の各心時相の心電図情報を検出するようになっている。この検出信号は、ECG用アンプ40を経てトリガ信号発生器41及び参照データメモリ42に各々出力される。この内、参照データメモリ42は各心時相における心電図情報を記憶しておき、必要に応じて必要な情報をメモリ合成部18に供給する。トリガ信号発生器41は、各心時相のタイミング情報を前記タイミング信号発生器44に知らせるようになっている。タイミング信号発生器44は、通常、操作パネル14からの指示に応じて超音波送受信部15における遅延時間パターンを制御するCPU43のコントロール下にあるが、トリガ信号発生器41から各心時相のタイミングが告知されると、超音波送受信部15に対して超音波送受のための基準信号を発振する。

【0062】上述したようにメモリ合成部18には、Bモード用DSC部18から出力されたBモード画像信号、CFM用DSC部25から出力されたCFM(カラードブラ断層)モードの画像信号、さらには必要に応じて前記参照データメモリ42からの心電図情報が入力するようになっている。メモリ合成部18では、それらの入力信号データが重畳され、その重畳データが表示器19に出力される。表示器19はここではCRTで成る。

【0063】この結果、血流や弁のドブラ信号は既にフィルタ部21でカットされているから、表示器19には心臓のBモード断層像(白黒階調)と、心筋の動きを図6に示すカラースケールで色分けしたカラー画像とを重畳させた断層像が、例えば図8に示すように(同図においてハッチング部分が心筋HMを示す)表示される。つまり、図8に示す心筋HMのカラーは収縮運動時には赤、拡張運動時には青となり、その赤、青が周期的に且つリアルタイムに繰り返される。しかも収縮、拡張運動の最中における運動速度の変化は、赤又は青の輝度変化によってリアルタイムに表現される。よって、心筋HMの運動速度、とくに、その運動方向の絶対速度をカラーではぼりリアルタイム且つ精度良く表示させることができ、心臓の機能低下を定量的且つ高精度に評価するための基礎画像を取得できる。

【0064】なお、上記実施例における診断装置はBモード用とCFM用の2種類のフレームメモリ17、25を備えているため、必要に応じて、スローモーション再生、コマ送り再生などのシネループ再生や動画再生を行ったり、心時相が異なる画像をBモード用とCFM用とで個別に或いは並列に表示させることができる。

【0065】また、上記断層装置には、心筋の動きをドブラ表示させるためのドブラフィルタやFFT(高速フーリエ変換)周波数分析器を付加することもできる。

【0066】さらに、上記実施例では心筋CFM画像を重畳させる画像がBモード断層像であり、また診断対象が心臓である構成について説明してきたが、この発明は必ずしもそのような構成に限定されるものではない。例えば、Bモード像の代わりに、Mモード像であってもよい(この場合には、Bモード像取得のための各構成要素をMモード像のそれに置換すればよい)、心筋の代わりに血管壁を診断してもよい(この場合には、フィルタ部21のカットオフ周波数を血管壁用に合わせる)。また、それらBモード像やMモード像を重畳しないで、CFM(カラードブラ)像のみを単独で表示させてもよい。

【0067】さらに、通常のBモード断層装置及びカラーフローマッピングで見られるように、心電図などの生体信号との対応を明確にするため、生体信号波形の同時表示や、心電図R波などからの時間差表示を行ってもよい。

【0068】さらにまた、上記実施例では心筋の各サンプルボリュームにおける絶対速度Vをベクトル量として演算したが、その絶対速度Vの超音波ビーム方向の速度成分Vdを心筋運動の速度としてカラー表示することもでき、これによっても心筋の運動状態を良好に把握でき、しかも装置を簡単にすることができる。そのための装置のブロック図を図9に示す。同図のブロック構成によれば、周波数解析部22の出力データが直接CFM用DSC部24に供給されており、その他は図3のものと

同一になっている。

【0069】一方、上記第1実施例の構成を用いた変形例を図10に示す。この変形例は、正常な心拍と異常な心拍の画像の同時表示を行うもので、参照データメモリ42にて、例えば心電図R波の間隔時間を計測し、その結果に拠り正常な心拍と異常な心拍を区別する。そして、Bモード用DSC部16及びCFM用DSC部24から出力された正常心拍のデータ及び異常心拍のデータをメモリ合成部18で合成し、それらを表示器19に出力させる。この結果、例えば図10に示すように、正常心拍時と異常心拍時における絶対速度のカラー画像が同時に表示されるから、両者の違いを比較検討し易くなる。

【0070】さらに、上記第1実施例の構成を用いた別の変形例を図11に示す。この変形例は、心電同期による速度の重書き表示に関する。超音波ビーム走査に係る単一フレームには、心筋のスペックルに因り、本来同じ速さで運動している筈の心筋の画像内に黒抜けが現れ、構造及び速度を認識する上で邪魔になることがある。そこで、カラードブラ表示に係る走査線間隔を狭めて分解能を上げ、心電同期でカラー領域をずらしながら、メモリ上でその速度データを重書きする。例えば、図11に示すように、1フレームを22.5°ずつずらして4分割された最初の領域DV1を、最初の4回のスキャンのスキャンデータを重書きして形成する。次いで、4分割中の2番目の領域DV2を、次の4回のスキャンのスキャンデータを重書きして形成する。同様に、4分割中の3番目、4番目の領域DV3、DV4についても同様に繰り返す。これにより、十分実用的な16心拍で1画像が完結することになり、完結した画像は1心周期のシネループ再生により表示される。以上の処理は、タイミング信号発生器29及びCFM用フレームメモリ24を中心として行われる。このように心時相が同じフレームのデータを使って、同一領域を例えば4回重書きすることにより、心筋のスペックルに因る黒抜けを殆ど完全に防止でき、画像の品質を上げることができると共に、カラー領域をずらしながら走査してそれらを合成する手法により、従来と同様に心筋の全領域をカバーした画像が得られる。

【0071】さらに、第1実施例の構成を用いた別の変形例を図12に示す。この変形例は、心臓の収縮、拡張運動をしない部分（例えば心臓骨）をリファレンス点とし、各ボリュームサンプル点での検出速度から、そのリファレンス点の速度を差し引いた値を心筋の真の運動速度とするものである。この処理は周波数解析部22又はベクトル演算部30に行わせるもので、その内容は図12に示すように、表示器19にオペレータが設定したROI（このROIは例えば心臓骨の部分に設定される）の範囲内での平均速度又は最大速度をVrefとし、各サンプル点での検出速度からその速度Vrefを差し引

いた値を演算するものである。この処理を実施するように構成すれば、より精度の高い速度データが得られる。

【0072】さらに、第1実施例における別の変形例を図13に基づき説明する。この変形例はランダム性ノイズの除去を目的としている。このノイズ除去は例えばメモリ合成部18で実施するもので、心臓の超音波断層像において、心筋のエコーレベルが他の部位に比べて大きいことを利用する。つまり、Bモード画像の輝度がある域値以上の領域（例えば図13（b）ではA1の範囲）を抽出し、この抽出領域のみについて運動速度に関するカラー表示を行わせる。これにより、例えば図13

（a）の例では、CFM用DSC部24から出力されたオリジナルの速度データの内、領域A1に対応するデータのみが同図（c）のように残り、表示される。したがって、心筋に相当しない領域のランダム性のノイズ（同図（a）中のノイズN、N参照）が確実に除去され、画質の向上が図られる。

【0073】さらに、上記変形例を応用した例を図14に基づき説明する。この変形例は心外膜の速度情報を除去するものである。心内膜の運動を診断する際、心外膜の運動に対する色付けがかえって邪魔になる場合がある。そこで、心外膜のエコーレベルが心内膜のそれに比べて大きいことを利用し、Bモード画像の輝度がある域値D2以上のデータを削除し（図14（b）参照）、域値D2以下且つ域値D1以上（ $D1 < D2$ ）の領域A2の運動速度のみを採用するようにしたものである（同図（a）（c）参照）。ここで、域値D1を設定したのは、上述した図13に係る変形例と組み合わせるためである。なお、以上の処理はメモリ合成部18で行わせる。このように実施すれば、心内膜の診断の際、心外膜の色付けが邪魔になることもないし、画質も合わせて向上するという利点がある。

【0074】（第2実施例）第2実施例を図15、16に基づき説明する。この実施例は、上述のようにして求めた各サンプルボリュームにおける絶対速度を、前記リアルタイム表示に代えて、別の態様で表示するものである。なお、この実施例において上記実施例と同一又は同等の構成要素には同一符号を付し、その説明を省略又は簡略化している（この方針は以下に説明する実施例においても採用される）。

【0075】この実施例における超音波カラードブラ断層装置は、図3に示した第1実施例のものと同じに構成されているが、この装置中のCFM用DSC部24は図15に示すように、絶対速度のマックスホールド表示に関する処理を行うホールド処理回路24cを更に備えている。つまり、CFM用フレームメモリ25には、ベクトル演算部23が演算した絶対速度ベクトルのデータがフレーム毎に格納されているから、CFM用DSC部24は、そのCFM用フレームメモリ25から1心拍分の速度データを読み出す。そして、各サンプルボリューム

における1心拍内の最大速度を演算し、その演算値で形成される1フレーム分の画像データを形成する。ここで演算される最大速度は、ECG13の検出信号に基づいて運動時相を特定した収縮運動における収縮期最大速度 V_{max} であり、この最大速度 V_{max} が、例えば $0 < V_1 < V_2 < V_3$ の如く3段階に分けた速度域のいずれに入るかに応じて色又は輝度を変えて表示する。例えば、 $0 \leq V_{max} < V_1$ の低速度領域はある色又は特定色の低い輝度で示し、 $V_1 \leq V_{max} < V_2$ の中速度領域は別の色又は特定色の中位の輝度で示し、 $V_2 \leq V_{max} < V_3$ の高速度領域は更に別の色又は特定色の高い輝度で示すデータとなる(図16参照)。この画像データはメモリ合成部18に送られて、表示器19にてホールド状態で表示される。

【0076】これにより、表示器19の画面には図16に示したように、速度域に応じて分類されたカラー画像が現れ、収縮期最大速度 V_{max} の高低の分布状態が一目瞭然となる。つまり、最大速度 V_{max} が局所的に低い部位を心筋虚血などにより心筋の活動が鈍っている部位であると直観的に診断できるし、さらにカラー表示されている領域から心周期内の心臓の壁厚の変化が分かる。

【0077】さらに、上記実施例の変形例を図17、18に基づき説明する。この変形例はリアルタイムで得た最大速度をホールド表示する際、収縮、拡張の最大速度を一定時間だけ残像のようにホールド表示するものである。まず、CFM用フレームメモリ25を図17に示すように、CFM用DSC部24を介してベクトル演算部23からの速度データを受ける速度データ変換部25aと、この変換部25aの変換データを入力すると共に1フレーム前のデータを出力するフレームメモリ25bとで構成する。フレームメモリ25bの出力データは、CFMDSC部24を介して表示系に至ると共に速度データ変換部25aにもフィードバックされている。

【0078】そして、速度データ変換部25aに、図18に示す処理を実行させる。ここで、扱う速度の方向をビーム方向におけるプロブに向かってくる方向と遠ざかる方向とし、その方向を符号の正負により判定することとする。さらに、 m : 超音波フレーム番号、 VIm : 速度データ変換部25aへ入力する速度、 SI_m : 速度データ変換部25aへ入力する速度の符号、 V_m : 速度データ変換部25aの出力速度、 Sm : 速度データ変換部25aの出力速度の符号、 C_m : 超音波フレーム m のときのフレームカウンタ値、 V_{m-1} : フレームメモリの出力速度、 $Sm-1$: フレームメモリの出力速度の符号、 C_{m-1} : 超音波フレーム $m-1$ のときのフレームカウンタ値、とする。

【0079】図18のステップST1において、 $m=0$ 、 $V_m=0$ 、 $Sm=0$ 、 $C_m=0$ として、超音波スキャン及びフレームメモリ25bの初期化を行う。次いでステップST2で、超音波フレーム番号 m をインクリメ

ントし($m=m+1$)、1枚目のフレームを指定するとともに、特定されているサンプル点の速度の符号を更新する($Sm=SI_m$)。次いでステップST3において、フレームカウンタ値 C_{m-1} が最大ホールドフレーム期間CMAXに達した($C_{m-1}=CMAX$)か否かを判断する。この判断でNO、即ち最大ホールドフレーム期間CMAXに達していないときは、次いでステップST4に移行し、前フレームに対して速度の方向が変化したか否かを、 $SI_m \neq Sm-1$ 且つ $VIm > 0$ か否かで判断する。この判断でNO、即ち速度の方向が変化していないときは、次いでステップST5に移行して、前フレームの速度 V_{m-1} よりも速度 VIm が大きいか($VIm > V_{m-1}$)否かを判断する。この判断でNO、即ち前フレームの速度 V_{m-1} に対して速度 VIm が等しい又は小さいときは、次いでステップST6に移行する。ステップST6では、 m フレームのメモリ書き込み速度データ V_m は $m-1$ フレームのデータ V_{m-1} とし($V_m=V_{m-1}$)、フレームカウンタ C_m をインクリメントする($C_m=C_{m-1}+1$)。この後、ステップ2の処理に戻る。このように、未だ最大ホールド期間に達せずに、速度の方向も変化せず、さらに速度が前フレームよりも小さいときは、ステップST6で最大速度のホールドが継続される。

【0080】このホールド処理が継続する中で、前フレームよりも速度の絶対値が大きいとき(ステップST5でYESの判断)、速度の方向が例えば正から負(収縮から拡張)に変化したとき(ステップST4でYESの判断)、最大ホールドフレーム期間CMAXに達したとき(ステップST3でYESの判断)の内のいずれかの事象が生じたとき、処理は直ちにステップST7に移行させる。ステップST7では、 m フレームのメモリ書き込み速度データ V_m は m フレームのデータ VIm とし($V_m=VIm$)、フレームカウンタ C_m をクリアする($C_m=0$)。この後、ステップ2の処理に戻る。これにより、上記事象が生じたときは、ホールド表示が中止される。

【0081】このように処理することにより、上記3つの事象の内のいずれかが生じるまでの一定時間だけ残像の如くホールド表示され、そのホールドが終わると再びリアルタイムに心筋の動きに追従した画面に切り換わる。つまり、ホールド表示が瞬時に消えることもなく且ついつまでも続くこともない。したがって、収縮時、拡張時の最大速度が交互に一定時間だけカラー表示されるから、それらの最大速度が見易くなり、収縮末期、急速流入末期における心内膜をトレースし易くなる。さらに、心筋のスペックルなどに因るカラーの黒抜けを減らし、画質を向上させることもできる。

【0082】(第3実施例) 第3実施例を図19～図20に基づき説明する。第3実施例の超音波カラードブラ

対速度の表示をベクトルで表すようにしたものである。

【0083】図19に示す超音波カラー Doppler 装置では、ベクトル演算部23が演算した、各サンプルボリュームにおける絶対速度の大きさ及び方向のデータが、グラフィックメモリ部50にも出力されるようになっている。グラフィックメモリ部50は、入力する速度の大きさ及び方向に対応した矢印のグラフィックデータを発生させるようになっている。この矢印を発生させる位置は、円環状の心筋の輪郭を適宜にトレースして決める。つまり、各サンプルボリュームにおける2次元の絶対速度ベクトルの方向が矢印（線分）の向きで示され、大きさが矢印の長さで示される。グラフィックメモリ部50の発生データはメモリ合成部18に出力される。メモリ合成部18は、Bモード用DSC部16、CFM用DSC部24、グラフィックメモリ部50、及び参照データメモリ42から出力された画像やグラフィックのデータを重畳し、その重畳データを表示部19に出力するようになっている。

【0084】この結果、表示器19に表示される画像は、例えば図20に示すように、第1実施例と同等のカラー Doppler 装置に、絶対速度を表す矢印AR...ARが重畳されたものとなる。これにより、心筋の収縮時か拡張時かで矢印の向きが変わり且つその各時相で矢印の大きさが変わることから、心臓の活動状況を矢印の変化でほぼリアルタイムに把握できる。

【0085】なお、上記実施例の速度ベクトルの表し方（その態様を(i)とする）のほか、2次元の絶対速度ベクトルの別の表し方としては、(ii)その方向を矢印の向きで示し、大きさの変化を単色の輝度変更で示す態様、(iii)その方向を矢印の向きで示し、大きさの変化を色の変化で示す態様がある。また運動の方向のみを表す場合には、上記(i)～(iii)の態様において、速度の大きさに関する事項を除いた態様で対処できる。

【0086】（第4実施例）第4実施例を図21～図29に基づき説明する。第4実施例の超音波カラー Doppler 装置は、心筋の運動速度のベクトルを、第1実施例で説明したように直接演算しないで、心筋の運動自体の特徴に着目し、運動の方向を仮定（推定）した上で、その方向のベクトル絶対速度を演算するようにしたものである。

【0087】図21に示すカラー Doppler 装置10は、各サンプルボリューム毎の超音波ビーム方向における速度ベクトルVdを演算する周波数解析部22の出力側に、心内膜の輪郭を抽出するCFM輪郭描出部51と、速度ベクトルVdと輪郭情報とに基づき心筋のベクトル絶対速度を推定する速度変換演算部52とを備えている。

【0088】まず、CFM輪郭描出部51での描出原理を説明する。図22に示すように、運動物体としての心

筋HMが超音波ビームの走査線UB1, ..., UBnによりセクタ走査される。このセクタ走査により周波数解析部22から超音波ビーム方向の速度データVd（即ち、心筋の運動速度の2次元マッピングデータ）が、図23に模式的に示す如く、走査線毎に得られる。そこで、走査線毎に、その深さ方向に速度変化のエッジを検出する（図24参照）。このエッジ検出は図25に示すように、所定のしきい値VTHを設定することにより行われる。次いで、方位方向（隣接する走査線に向かう方向）に対しても同様に速度変化のエッジを検出する。そして、走査線方向及び方位方向に得られたエッジを線で繋ぐと、図26に示すように、心筋の外側、内側の輪郭線LNout, LNinが形成される。この輪郭線LNout, LNinのデータは、速度変換演算部52に出力される。

【0089】速度変換演算部52は、以下の述べる3通りの方法(i)～(iii)の内のいずれか一つを使って絶対速度を推定・演算するように構成されている。

【0090】(i) まず、第1の方法を図27に基づき説明する。この方法は、心内膜の輪郭線と垂直な方向の速度成分を心筋の絶対速度とするものである。速度変換演算部52は、心内膜の輪郭線LNinのデータを入力する。次いで、超音波ビームUB上の各サンプルボリュームにおける、心内膜の輪郭線LNinに対する接線SSを求め、さらに、この接線SSと超音波ビームUBとの成す角を「 $90^\circ - \theta$ 」として求める。次いで、超音波ビームUBと輪郭線LNinとの交点における心筋HMの運動方向は、上述した接線と垂直な方向であると仮定する。これにより、ドブラ法によって得られた超音波ビーム方向の速度成分Vdと角度 θ とに基づき、心筋の絶対運動速度Vは、

$$【数11】 V = Vd / \cos \theta$$

の演算を行って求められる。なお、この速度Vの方向は上記接線と垂直な方向である。

【0091】(ii) 第2の方法を図28に基づき説明する。この方法は、左室はある定点に向かって収縮すると仮定し、その定点に向かう方向の速度成分を絶対速度とするものである。速度変換演算部52は、左室内膜の輪郭線LNinのデータを入力する。次いで、図に示すように、ECG信号などを参照して左室の重心（通常、拡張末期の重心）を求め、これを定点Pとする。さらに、超音波ビーム上の各サンプルボリュームにおいて、サンプルボリューム点と定点Pとを結ぶ直線STと超音波ビームUBとの成す角 θ を求める。そして、左室心筋は全て定点Pに向かって収縮し、また定点Pを中心にして遠ざかる方向に拡張するものと仮定する。この仮定により、ドブラ法によって得られた超音波ビーム方向の速度成分Vdを使って、心筋の絶対運動速度Vは、

$$【数12】 V = Vd / \cos \theta$$

から求められる。

【0092】(iii) 第3の方法を図29に基づき

説明する。この方法は、ECG信号などを参照して拡張末期及び収縮末期の心内膜の輪郭線の中線を求め、その中線に垂直な方向の速度成分を絶対速度とするものである。速度変換演算部52は、左室拡張末期及び収縮末期における左室内膜の輪郭線LNin1、LNin2のデータを入力する。次いで、図に示すように、それらの輪郭線LNin1、LNin2間の中線CLを求める。そして、超音波ビーム上の各サンプルボリュームにおいて、求めた中線CLに対する接線SSを求め、さらに、この接線SSと超音波ビームUBとの成す角を「 $90^\circ - \theta$ 」として求める。接線SSと超音波ビームUBの交点における心筋の運動方向は接線SSに垂直な方向であると仮定すると、ドブラ法により得られた超音波ビーム方向の速度成分Vdを用いて、心筋の絶対運動速度Vは、

$$【数13】 V = Vd / \cos \theta$$

から算出される。

【0093】 以上のように、速度変換演算部52において、いずれかの方法で推定、演算された心筋の絶対運動速度VのベクトルはCFM用DSC部24で第1実施例と同様に色付けされ、表示器19で表示される。このため、第1実施例のように直接演算しなくても、絶対速度ベクトルを精度良く求めることができる。

【0094】 なお、上述の推定、演算で用いた、左室末期の重心及び左室中線を求める手法については、従来よりBモード画像による左室壁運動解析法において周知のものである。

【0095】 また、上記実施例の断層装置は、心筋の運動速度の2次元マッピングデータから心内膜の輪郭描出を行ったが、この輪郭描出はBモード画像から従来周知の手法を用いて行うようにしてもよい。この例を図30に示す。つまり図30の断層装置では、第4実施例で設けていたCFM輪郭描出部51の代わりに、Bモード輪郭描出部53を超音波送受信部15の出力側に設け、Bモード断層像から求めた心内膜の輪郭データを速度変換演算部52に出力するようにしている。

【0096】 (第5実施例) 第5実施例を図31～図36に基づき説明する。この第5実施例の超音波カラードブラ断層装置は、前記第1、第2実施例における絶対運動速度のカラー表示を更に進めたものである。

【0097】 図31に示す断層装置10は、周波数解析部22の出力側に、前述したベクトル演算部23及びCFM輪郭描出部51を併設すると共に、ベクトル演算部23とCFM用DSC部24との間に速度成分分離部54を新たに介挿してある。そして、この速度成分分離部54に、CFM輪郭描出部51からの輪郭データを供給させている。

【0098】 速度成分分離部54は、ベクトル演算部23が演算した、サンプルボリューム毎の心筋絶対速度Vのベクトル情報を入力し、絶対速度Vのベクトルを所定の2方向の成分V1、V2に分解する。さらに、速度成

成分分離部54は、その成分V1、V2の比率に応じた、後述する2次元のカラースケールを参照してカラー及び輝度を決定し、その決定データをCFM用DSC部24に出力するようになっている。

【0099】 速度成分分離部54における分離態様には、下記(i)～(iv)の種々のものがある。

【0100】 (i) まず、図32に示す分解方法は、絶対速度Vのベクトルを、心内膜輪郭線LNin(前述した図27参照)又は中線CL(前述した図29参照)の各サンプルボリューム点における接線方向とこれに垂直な方向とに分解するものである。ここでは、垂直方向の速度成分をV1(収縮方向を正值、拡張方向を負値にとる)とし、接線方向の速度成分をV2(ここでは体表に近くなる方向を負値、深くなる方向を正值にとる)とする。

【0101】 (ii) 図33に示す分解方法は、前述した図28記載の定点Pと各サンプルボリュームを結ぶ直線に平行な成分V1とこれに垂直な成分V2とに分離するものである。ここでは、平行な成分V1の内、収縮方向を正值、拡張方向を負値にとり、垂直な成分V2も(i)の場合と同様にとっている。

【0102】 (iii) 図34に示す分解方法では、心室内に直交座標を図示の如く設定し、x方向の速度成分V1及びy方向の速度成分V2に分解している。x軸、y軸とも、左室中心付近に原点を設定している。

【0103】 (iv) 図35に示す分解方法では、心室内に極座標を図示の如く設定し、半径r方向の速度成分V1及び角度 θ 方向の速度成分V2に分解している。

【0104】 以上のようにして分解した速度成分V1、V2に基づいた表示カラーをサンプルボリューム毎に決めるため、CFM用DSC部24のカラー回路24a(第1実施例参照)は、図36に示したカラースケールの記憶テーブルを有している。同図のカラースケールは、運動の方向を2方向に分解した色付けを行うもので、縦軸は絶対速度Vのベクトルの向きに応じて心筋の収縮を表す赤系統(速度Vの値は正)及び拡張を表す青系統(速度Vの値は負)の尺度とし(大きさが大きいほど輝度を上げる)、横軸はその収縮運動及び拡張運動の、決めた軸線からのずれを表す尺度(黄色又は緑色)としている。また、縦軸は速度V=0のとき黒色とし、このレベルを中心に速度の大きさを表している。

【0105】 そこで、速度成分分離部54は上記カラースケールを参照するため、まず、「 V/V_{max} 」の演算を行って縦軸における上側か下側かのカラー領域を決める。次いで、「 $V2/(V1+V2)$ 」又は「 $V1/(V1+V2)$ 」の演算を行って横軸における位置を決める。このように、決定した位置に対応したカラーデータは、次段のCFM用DSC部24のDSC24bに出力されるようになっている。

【0106】 この結果、心筋の運動方向が2次的に表

され、赤又は青を基調とする色によって収縮期か拡張期かが表され、その赤の基調色が黄色味を帯びた合成色か又は青の基調色が緑色を帯びた合成色かにより、収縮運動又は拡張運動における、定めた軸からのずれの程度が表される。例えば図32に示したサンプルボリュームの絶対速度 V のベクトルで言えば、心筋内側に向かう速度成分 V_1 により赤が基調色として選択され、この基調色に、体表からの深さ方向に向かう速度成分 V_2 を表す若干の黄色が加わる。これにより、表示器19では、黄色がかった赤色が、速度 V の絶対値に対応した輝度で表示されるから、運動の方向をより詳細に観察することができる。

【0107】なお、この実施例において、速度成分分離部54に輪郭情報を与える回路は、上記実施例記載のCFM輪郭描出部51に限定されるものではなく、例えば図30に記載したBモード輪郭描出部53であってもよい。

【0108】(第6実施例) 第6実施例を図37、図38に基づき説明する。この第6実施例では、速度輪郭線の表示及び自動トレースについて説明する。

【0109】図37に示すカラードブラ断層装置10は、周波数解析部22の出力側に、前述したCFM輪郭描出部51を設け、この描出部51の出力をグラフィックメモリ部50を介してメモリ合成部18に供給するようになっている。

【0110】このため、サンプルボリューム毎の心筋の運動速度が周波数解析部22からCFM輪郭描出部51に供給される。CFM輪郭描出部51は前述した手法

(図22~26参照)を用いて、心筋の運動速度として検出可能な最低速度 V_{min} 以上の速度 V ($\geq V_{min}$)の領域の輪郭データを自動的に演算する。この輪郭データはグラフィックメモリ部50に出力され、そこで輪郭線に対応したグラフィックデータに変換された後、このグラフィックデータがメモリ合成部18に出力される。メモリ合成部18には、CFM用DSC部24から、心筋がその運動速度に応じて色付けされた断層画像データが出力されており、その断層画像データに上述した輪郭線のグラフィックデータが重畳される。

【0111】この結果、表示器19には、図38に示したように、運動速度をパラメータとしてカラー表示された心筋の断層像が、その輪郭を輪郭線DL, ..., DLで区切った状態で表示される。この輪郭線DL, ..., DLの一部は心内膜の輪郭線である。周波数解析部22からはサンプルボリューム毎の運動速度がリアルタイムに出力されているから、上記心筋の輪郭像も心筋の収縮、拡張に応じて時事刻々変化する。これにより、心筋の厚さ変化をリアルタイムで把握できるなど、心筋の動きを直感的に診断できる。

【0112】なお、上記実施例では輪郭線を単にリアルタイムで表示する場合を説明したが、この発明はそのよ

うな態様に限定されるものではなく、リアルタイム表示の他に、シネループ再生表示も可能であるし、速度表示画像をフリーズさせた後の自動トレースを行うこともできる。

【0113】ここで、上述の輪郭表示を利用した、心内膜の自動トレース法を説明する。このときのハード構成は図37と同じである。

【0114】その第1のトレース法は図39に示すように、CFM輪郭描出部51において、前述のように輪郭データを演算した後、左室心内膜の付近に例えば矩形ROIを設定する。そして、このROI内を横切る輪郭線DLの一部を得る。次いで、その輪郭線DLを辿りながら、左室心内膜のみの輪郭を示すデータを形成し、このデータをグラフィックメモリ部50に出力する。これにより、左室心内膜のみの自動トレースが可能になり、図39の実線図示の輪郭線DLのみが心筋HMのカラードブラ断層像上に描出される。以上の処理はCFM輪郭描出部51により実施される。

【0115】第2のトレース法は、左室腔内の定点を利用したものである。CFM輪郭描出部51は前述した手法で心筋HM全体の輪郭データを演算した後、図40に示す如く、左室腔内に定点Pを設定する。そして、定点Pから放射状に輪郭線のデータをサーチしていき、各サーチ線SH上で最初に検出された輪郭線のデータのみを左室心内膜として採用し、その収集したデータをグラフィックメモリ部50に出力する。これにより、左室心内膜のみの自動トレースが可能になり、図40の実線図示の輪郭線DLのみが心筋HMのカラードブラ断層像上に描出される。

【0116】このように左室心内膜は自動トレースできる。したがって、従来、Bモード法で問題となっていた受信信号の増幅率の設定に起因した輪郭線の位置ずれを回避でき、精度、再現性を著しく向上させた心内膜の自動トレースを実現できる。

【0117】なお、自動トレースは心外膜についても同様に可能である。

【0118】この自動トレースを左室断面積、左室容積などの計測に用い、その計測結果に基づいて左室の機能を評価するという使い方が可能であるが、収縮末期及び拡張末期においては心筋の運動速度が殆ど零になるため、これらの末期においては上記自動トレースは不可能になる。そこで、この不都合を排除するための対策を以下に説明する。

【0119】まず、上記不都合を具体的に説明する。図41は横軸に各セクタスキャン毎の超音波フレーム番号 m ($m=1, 2, \dots$)をとり、縦軸にあるサンプル点における超音波フレーム毎の検出速度 V_m を示したものである。検出速度 V_m が図に示すように周期的に変化する場合、 $-V_{min} < V_m < +V_{min}$ (V_{min} はシステムが検出可能な最低速度)の範囲内の速度 V_m は検知され

ず、 $V_m=0$ となる。このため、図41においてはフレーム番号 $m=1, 5, 6, 10, 11$ で $V_m=0$ となり、このときは速度のカラー表示からのエッジ検出は不可能になる（つまり、心筋以外の運動速度が零の領域との区別がつかない）。

【0120】そこで、上記不都合を解決するため、CFM輪郭描出部51は、各サンプル点での検出速度 V_m （ m は超音波フレーム番号）を図42に示すアルゴリズムにしたがって V'_m に変換し、この変換速度 V'_m をエッジ検出に用いる。

【0121】図42のステップST1においては、初期設定として超音波フレーム番号 $m=1$ に設定される。次いでステップST2では、検出速度 V_1 の絶対値が所定値 V_{min} よりも小さいか否かが判断される。ここで、所定値 V_{min} はシステムが検出可能な最低速度であってもよいし、検出可能な速度範囲内のあるしきい値であってもよい。ステップST2でNOの判断のときは、ステップST3で、検出速度 V_1 をそのまま変換速度 V'_1 に置き換えるが、反対にYESのときは、ステップST4で、 $V'_1=0$ に設定する。これらステップST3又はST4の後、ステップST5に進んで、超音波フレーム番号 m をインクリメント（ $=m+1$ ）する。さらにステップST6に移行して、インクリメントしたフレーム番号 m の検出速度 V_m の絶対値が所定値 V_{min} よりも小さいか否かが判断される。このステップでNO、即ち検出速度 V_m の絶対値が所定値 V_{min} 以上であると判断されたときは、ステップST7にて、検出速度 V_m をそのまま変換速度 V'_m に置き換える。しかし、ステップST6の判断でYES、即ち検出速度 V_m の絶対値が所定値 V_{min} よりも小さいと判断されたときは、ステップST8にて、1フレーム前の変換速度 V'_{m-1} （ $\geq V_{min}$ ）を今回のフレームに対する変換速度 V'_m として置換する。以下、ステップST5～ST8がフレーム番号 m に応じて繰り返される。このように検出速度 V_m の絶対値が所定値 V_{min} よりも小さいときは、ステップST8で、1フレーム枚の変換速度 V'_{m-1} が疑似的に設定される。この結果、図41の速度曲線は図43に示したように変換され、前述した $V_m=0$ に見做される状態が排除される。なお、図43の変換曲線において、たまたま $m=1$ のとき $V'_1=0$ になっているが、超音波フレーム番号 m を途中でリセットしない限り、 m は無限大まで続くと考えてよいので、このことは特に問題にならない。

【0122】以上の速度変換を実施することにより、安定した高精度な左室機能解析が可能になる。

【0123】なお、心内膜の運動速度のみを表示するために、心内膜の輪郭線は、その運動速度の大きさに応じた色付けをするようにしてもよい。

【0124】（第7実施例）第7実施例を図44に基づき説明する。この第7実施例では、心筋の運動の加速度

を演算し、表示するようにしている。

【0125】図44に示すカラードブラ断層装置10は、周波数解析部22の出力端をCFM用DSC部24に接続する一方で、その解析部22の出力端に、心筋の運動の加速度を演算する加速度演算部55を並列に接続し、その加速度演算部55の演算出力をもCFM用DSC部24に出力している。

【0126】加速度演算部55は、周波数解析部22の解析結果、即ち超音波ビーム方向のサンプルボリューム毎の運動速度から、その加速度を演算するものである。具体的には、超音波スキャン領域内のあるサンプルボリュームに着目すると、 $n-1$ 番目の超音波フレームでのそのサンプルボリュームの検出速度を V_{n-1} 、 n 番目のその検出速度を V_n とすると、そのサンプルボリュームの位置での心筋の運動加速度は、次式によって近似的に求められる。

【0127】

$$[数14] \quad dV/dt = (V_n - V_{n-1}) / T$$

ここで、 T は超音波フレームのスキャン周期である。なお、この式に基づく加速度演算はサンプルボリューム毎に実施される。

【0128】このようにして加速度演算部55にて演算された各サンプル点の加速度データは、CFM用DSC部24でカラー表示のための処理を受ける。加速度を表示する場合にも、加速度の大きさ（絶対値）のみを表示する場合と、運動の方向と加速度の大きさを表示する場合とに分けられる。夫々の表示態様に対する表現法は、前述した実施例における速度表示項目を加速度表示項目に置き換えたもので対応できる。

【0129】なお、この加速度演算部55は、速度演算を行うベクトル演算部23と一緒に周波数解析部22の出力側に併設する構造であってもよい。

【0130】（第8実施例）第8実施例を図45～図49に基づき説明する。この第8実施例では、心筋の運動時相を演算し、表示するようにしている。

【0131】図45に示すカラードブラ断層装置10は、CFM用フレームメモリ25の出力側に運動時相解析部56を設け、この運動時相解析部56の解析結果をメモリ合成部18に出力するようになっている。

【0132】この運動時相解析部56は、予め組み込んだソフトウェアにしたがって作動するコンピュータを搭載しており、CFM用フレームメモリ25から1心拍分の運動速度データを読み出し、その運動速度の時相を解析するものである。詳しくは、心電図のR波などを基準事象（時刻0）として、心筋の運動速度の心周期内での変化に基づき、収縮期及び拡張期において、速度がある域値に到達する時刻や最大になる時刻を求めるようになっている。

【0133】なお、図44に示した加速度演算部55を搭載している場合には、運動時相解析の対象として、収

縮期及び拡張期における加速度がある域値に到達する時刻や最大になる時刻を求めることができる。

【0134】あるサンプルボリュームでの心筋運動速度の絶対値の変化の例を図46に示す。図に示すように、心周期における基準事象（ここでは心電図のR波）が起こる時刻を零とし、運動速度が収縮期、拡張期に応じて変化する様子を示している。この速度変化に対して、運動時相解析部56は、R波の出現時刻を $t=0$ とし、この時刻から収縮期時相 t_{sn} 及び拡張期時相 t_{dn} を演算する。つまり、図47に示すように、 $t_{sn}=n \cdot \Delta t$ 又は $t_{sn}=t_{ED}+n \cdot \Delta t$ ($n=0, 1, 2, \dots$, t_{ED} : 心室拡張末期時刻、 Δt : 分割時間)であり、 $t_{dn}=n \cdot \Delta t$ 又は $t_{dn}=t_{ES}+n \cdot \Delta t$ ($n=0, 1, 2, \dots$, t_{ES} : 心室収縮末期時刻、 Δt : 分割時間)である。この収縮期時相 t_{sn} 及び拡張期時相 t_{dn} の演算は、サンプルボリューム毎に行われる。

【0135】そして、運動時相解析部56は、心筋の各点の運動速度（又は運動加速度）がある域値に達する時刻（又は最大となる時刻） t_{sn} 及び t_{dn} の、サンプルボリューム毎の時間差を、色又は輝度の変化で対応させたデータをメモリ合成部18に送る。これにより、表示器19では心室の収縮期時相の時間差を例えば図47のように2次元表示し、拡張期時相の時間差を例えば図48のように2次元表示する。図48では、収縮期における心筋各点の運動速度がある域値に到達するまでの時間差が、しきい値 t_{s0} , t_{s1} , t_{s2} , t_{s3} により3段階に分類され、色分け又は輝度変化で示されている。また、図49では、拡張期における心筋各点の運動速度がある域値に到達するまでの時間差が、しきい値 t_{d0} , t_{d1} , t_{d2} , t_{d3} により3段階に分類され、色分け又は輝度変化で示されている。

【0136】さらに、上述の解析で得られた情報に基づき、下記のいずれかの領域を、他の領域とは色又は輝度を変えた状態で強調表示される。この表示指令は、CFM用DSC部24のカラー回路でルックアップテーブルを用いて行われる。

【0137】

- (i) 指定した時間差に相当する領域
- (i i) 心室収縮が最も早く始まる領域
- (i i i) 心室収縮が最も遅く始まる領域
- (i v) 心室拡張が最も早く始まる領域
- (v) 心室拡張が最も遅く始まる領域

これにより、心筋局所における心周期内での運動時相に関する種々の情報が得られる。

【0138】なお、上記実施例における運動時相解析は心拍毎に行うものであるが、運動時相解析部56がCFM用フレームメモリ25から複数心拍分の運動速度データを読み出して解析することにより、上述した解析項目について、事象が出現した時刻を数心拍間にわたって平均をとることができ、その平均値に基づく時間差画像を

上述したように2次元表示可能である。また、1心拍前に事象が出現した時刻と現心拍で事象が出現した時刻との時間差データを、上述した解析項目について2次元表示可能である。さらに、正常な心拍と突発性の不整脈などの異常な心拍を判別し、上記解析項目について、正常な心拍における画像と異常な心拍における画像とを同時に2次元表示することもできる。

【0139】ここで、超音波ビームの走査方向が運動時相解析に及ぼす影響と、その補正に対策について説明する。

【0140】電子セクタ方式の超音波診断装置では、1枚の断層像を得るのに、図50(a)(b)に示す如く、右から左或いは左から右に向かって一方向に走査を繰り返すのが一般的であり、この発明の心筋の運動速度解析においても基本的には、その走査方式を採用している。

【0141】この走査方式を採用して、運動時相に係る事象が出現する時刻を求める場合、走査方向の影響を考慮する必要がある。

【0142】サンプルボリュームの各々の位置で得られる速度情報は時間について離散的であり、走査線上の各点で速度情報が得られる時刻 $t_{m,n}$ は、心電図の例えばR波の出現時刻を $t_{m,n}=0$ とすれば、

【数15】

$$t_{m,n} = (m-1+n/N)T \quad \dots\dots (5)$$

となる。ここで、 m : 超音波フレーム番号 ($m=1, 2, 3, \dots$)、 n : 走査線番号 ($n=1, 2, 3, \dots, N$)、 N : 1フレーム内の総走査線数、 T : 超音波フレームの走査周期、である。

【0143】(5)式から明らかなように、1枚の画像の右端と左端の走査線上でデータが得られる時刻には、

$$\text{【数16】 } t_{m,N} - t_{m,1} = (1-1/N)T$$

の時間差があり、上式の右辺はおおよそ「 T 」に等しいことから、結局、

【数17】

$$t_{m,N} - t_{m,1} = T \quad \dots\dots (6)$$

の時間差がある。この時間差内に得られたデータを全て時刻 mT での事象とするには、超音波フレームの走査周期 T が、心筋の局所の運動時相差解析に要求される時間分解能に対して、十分短くないと問題が起こる。また同様の時相差は画像の右端又は左端の走査線上において、走査線を右から左へ走査した場合にデータが得られる時刻と、左から右に走査した場合にデータが得られる時刻との差にも現れる。

【0144】この状況を改善するには、走査周期 T そのものを短くする方法と、時間差を補正する方法とが考えられる。前者については、超音波断層診断装置及び超音波ドブラ断層診断装置において種々の方式が提案されており、それらはこの発明にも適用できる。後者の補正方法について、この発明での対策を以下に詳述する。

【0145】(i) 速度(又は加速度)がある域値に到達する時刻を求める場合
速度の域値を V_{TH} とし、走査線番号 n 上にある点で超音波フレーム番号 m 及び $m+1$ での速度 $V_{m,n}$ 、 $V_{m+1,n}$ が収縮開始又は拡張開始から、

*

$$t_{TH,n} = t_{m,n} + \{ (V_{TH} - V_{m,n}) / (V_{m+1,n} - V_{m,n}) \} \cdot (t_{m+1,n} - t_{m,n})$$

となり、(5)式を代入すると、

※10※【数20】

$$t_{TH,n} = \{ (m-1+n)/N + (V_{TH} - V_{m,n}) / (V_{m+1,n} - V_{m,n}) \} \cdot T \quad \dots\dots (7)$$

となる。ここで、心筋の運動速度の大きさ(絶対値)は、収縮開始又は拡張開始の時点では単調に増加し、時間 T がある程度短い範囲内の速度の変化は線形近似が可能だと仮定している。上記補正演算は運動時相解析部56に行わせる。

【0146】(ii) 速度(又は加速度)が最大となる時刻を求める場合

1心周期内での心室心筋の運動速度は定性的には前述した図46のようになることが予想される。同図に従って、その速度の変化を周期 T (超音波フレームの走査周期)でサンプリングして速度が最大となる時刻を求めると、収縮期には $t_3 (=3T)$ 、拡張期には $t_8 (=8T)$ となる。しかしながら、同図でも分かるように、速度が真に最大となるのは、収縮期においては時刻 t_3 と t_4 の間の時間であり、拡張期においては時刻 t_8 と t_9 の間の時間である。即ち、この図46の方式によれば、時間分解能は T であり、時間誤差は $\pm T$ 以内の値となるので、周期 T が長い場合には問題が多い。

【0147】そこで、この時間検出の誤差を低減する方式を説明する。この方式は、心電図のR波などを基準として1心拍にわたって超音波スキャンを繰り返す場合、R波からの超音波スキャンの開始タイミングを心拍毎にずらしながら数心拍分のデータをサンプリングし、この★

$$t_{B,m,n} = \{ (m-1+n)/N + (B-1)/L \} T \quad \dots\dots (8)$$

となる。ここで、 L :用いる心拍数(図51では $L=4$)、 B :心拍番号($=1, 2, 3, \dots, L$)である。

【0151】(第9実施例)第9実施例を図52、図53に基づき説明する。この第9実施例では、心筋の運動速度の位相解析を行い、表示するようにしている。

【0152】図52に示すカラードブラ断層装置10は、CFM用フレームメモリ25の出力側に運動速度位相解析部57を設け、この運動速度位相解析部57の解析結果をメモリ合成部18に出力するようになっている。

【0153】この運動速度位相解析部57は、予め組み込んだソフトウェアにしたがって作動するコンピュータ

*【数18】 $V_{m,n} \leq V_{TH} \leq V_{m+1,n}$

という関係に初めてなったとき、 V_{TH} に到達する時刻 $t_{TH,n}$ は、この時間内の速度の変化を線形近似して、
【数19】

★中で速度が最大になる時刻を求めるものである。

【0148】この具体例を図51に示す。同図はR波からの超音波スキャンの開始タイミングを $T/4$ ずつずらして4心拍分のデータをサンプリングし、その中で速度が最大となる時刻を求めるものである。即ちR波からのスキャン開始タイミングのずれを Δt とすると、 Δt を心拍毎に、 $\Delta t=0, T/4, 2T/4, 3T/4$ とずらしてデータをサンプリングする。この結果、図から明らかのように、速度が最大となる時刻は、収縮期においては $t_{1,3} (=3 \cdot (1/4) \cdot T)$ 又は $t_{2,3} (=3 \cdot (2/4) \cdot T)$ 、拡張期においては $t_{2,8} (=8 \cdot (2/4) \cdot T)$ となり、時間分解能は $T/4$ 、時間誤差は $\pm T/4$ まで改善される。

【0149】なお、この方式では、1心拍内での速度変化曲線が心拍毎に殆ど変化しないことを前提としており、トリガ信号発生器41にて超音波のスキャン開始タイミングを心拍毎にずらしている。

【0150】また、ここでは説明を簡単にするため、前述した1フレーム内での走査線毎の時間差については触れていないが、実際に各サンプルボリューム点における、速度が最大になる時刻を求めると、(5)式及び Δt を考慮し、

【数21】

を搭載しており、CFM用フレームメモリ25から1心拍分の運動速度データを読み出し、その運動速度の位相を以下の要領で解析し、第 n 次周波数の位相又は振幅を演算するものである。

【0154】ここで、その位相解析を詳述する。

【0155】心臓の収縮は1心拍を周期とする周期運動で、運動速度曲線は図53に示すように、心電図のR波-R波を1周期(T_0)とした周期関数と見做すことができる。この運動速度曲線のフーリエ級数は次式で与えられる。

【0156】

【数22】

50

$$y(t) = A_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \{a_n \cdot \cos(2\pi n f_0 t) + b_n \cdot \sin(2\pi n f_0 t)\}$$

但し、 f_0 = 基本周波数、 n = 第 n 次周波数。ここで、
時間 $t = mT$ 、

$$【数23】 f_0 = 1/T_0 = 1/MT$$

但し、 m : 超音波フレーム番号 ($m=1, 2, 3, \dots, *$

* M)、 M : 1心拍内のフレーム数、 T : 超音波フレーム
の走査周期とすると、

$$【数24】$$

$$y(mT) = A_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \{a_n \cdot \cos(2\pi nm/M) + b_n \cdot \sin(2\pi nm/M)\}$$

となり、

※ ※ 【数25】

$$a_n = \frac{2}{M} \cdot \sum_{m=1}^{\infty} \{y(mT) \cdot \cos(2\pi nm/M)\}$$

$$b_n = \frac{2}{M} \cdot \sum_{m=1}^{\infty} \{y(mT) \cdot \sin(2\pi nm/M)\}$$

$$A_0 = \frac{1}{M} \cdot \sum_{m=1}^M V_m$$

で与えられる。ここで、 V_m はフレーム番号 m における
速度である。

★角を P_n とすると、
【数26】

【0157】そして、第 n 次周波数の振幅を A_n 、位相★

$$A_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2} \quad \dots\dots (9)$$

【数27】

$$P_n = \tan^{-1} \left(\frac{b_n}{a_n} \right) \quad \dots\dots (10)$$

であり、

☆ ☆ 【数28】

$$y(mT) = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M V_m + \sum_{n=1}^{\infty} \{A_n \cdot \cos\left(\frac{2\pi nm}{M} - P_n\right)\} \quad \dots\dots (11)$$

で表される。(10)式で求められる位相は局所の収縮
開始時相を示し、(9)式で求められる振幅は局所の収
縮能に対応する。

【0158】このように個々のサンプルボリュームにお
ける運動速度曲線をフーリエ変換することにより求めら
れた心筋局所の収縮時における第 n 次周波数の位相角及
び振幅は、運動速度位相解析部57により、その大きさ
に応じて色又は輝度を変えた画像データとして、メモリ

合成部18に出力される。このため、表示器19では、
2次元断層上の各サンプル点における第 n 次周波数の位
相角、振幅が各々1枚の画像としてBモード断層像に重
畳表示される。この内、第1次周波数の位相角の表示
は、前述した運動時相表示における時刻を位相角に置換
したものに類似し、振幅の表示は、前述した速度のマッ
クスホールド表示に類似したものになる。この結果、心
筋の収縮時において、例えばある局所的な部位が他の部

位に比べてどの位遅れて収縮運動を行うかなどを定量的に解析することができるなど、病変部位を局所的に且つ様々な角度から診断可能になる。

【0159】(第10実施例)第10実施例を図54～図63に基づき説明する。この第10実施例に係る装置は、前述した心筋の各種の運動情報(即ち、速度、加速度、運動時相、及び速度の時間変化に対する位相解析情報)を得ると共に、その得られた情報から様々の物理量や統計量を計測する機能を備えたものである。

【0160】図54に示すカラードブラ断層装置10は、周波数解析部22の出力側に、ベクトル演算部23、CFM輪郭描出部51及び加速度演算部55を併設すると共に、ベクトル演算部23及び加速度演算部55の出力はCFM用DSC部24に供給し、ベクトル演算部23及びCFM輪郭描出部51の出力をグラフィックメモリ部50にも供給している。また、CFM用フレームメモリ25の読出し側には、運動時相解析部56及び運動速度位相解析部57が併設され、それらの出力がグラフィックメモリ部50及びメモリ合成部18に供給されている。CFM用DSC部24の出力データはグラフィックメモリ部50及びメモリ合成部18に送られる。グラフィックメモリ部50で出力されるグラフィックデータもメモリ合成部18に送られ、Bモード断層データに重畳される。

【0161】以下、計測機能の種別毎に説明する。

【0162】i. 速度

速度に関する物理量や統計量の計測は、図54における操作パネル14、CPU43、ベクトル演算部23、CFM輪郭描出部51、及びグラフィックメモリ部50により行われるので、加速度演算部55、運動時相解析部56、及び運動速度位相解析部57は取り外してもよい。

【0163】操作パネル14を介してROIを設定すると、そのROI内のサンプル点における超音波フレーム毎のベクトル速度データ(ここでは絶対速度V)がCFM用フレームメモリ25から夫々読み出される。このフレーム毎の速度データに対して種々の量が演算され、その量が表示器19において例えばCFM画像と一緒に表示される。どの量を計測するかは、オペレータが操作パネル14を介して選択できる。

【0164】上記選択に応じて、例えば、指定したROI内の平均速度、最大速度、又はそれらの速度の積分値が演算され、図55に示すように表示される。同図

(a)の曲線が平均速度又は最大速度の時間変化を示し、同図(b)がそれらの積分値の時間変化を示す(図55では(a)及び(b)の両方を演算し、表示させているが一方のみでもよい)。リアルタイムの速度カラー画像だけでは、画像が瞬時に変化していくので時間軸方向の変動を把握し難いが、上述のように時間変化を計測するようにすれば、その把握が容易になる。

【0165】また、設定したROI内のフレーム毎の速度データに対して、フレーム毎の最大速度となる位置(又はROI内のカラー表示領域の重心位置)又は微小領域を演算し、その位置を例えば図56のようにマーカー(同図中の×印参照)で表示できる。また、そのマーカーが1心周期内で移動した軌跡(同図中の×印を結ぶ線参照)として表示でき、これより収縮、拡張の方向を読み取れる。

【0166】さらに、設定したROI内のフレーム毎の速度データに対して、カラー表示領域の面積を演算し、その時間変化を例えば図57のようにグラフで表示できる。同図のグラフにおいて、収縮時の変化曲線は本実施例では赤系統の色で表示されたROI内の面積変化を表し、拡張時のそれは青系統の色で表示されたROI内の面積変化を表している。

【0167】さらに、設定したROI内のフレーム毎の速度データの平均速度ベクトルを演算し、そのベクトル軌跡を1心周期内で例えば図58のように示すものである。同図のベクトル軌跡を示す曲線は拡張末期のものであり、このベクトル軌跡は図59(a)～(f)に示すように収縮開始から拡張末期までリアルタイムに変化する曲線の一態様を示している。これにより、関心ある領域の収縮、拡張の運動方向を視覚的に把握し易くなる。

【0168】一方、前述した第2実施例で説明したように最大速度のホールド表示する場合にも、上述したと同様の処理を行うことができる。例えば指定したROIの範囲内のカラー表示面積を演算し、表示することができる。また、指定したROIの範囲内の速度ヒストグラムを求め、この速度ヒストグラムからさらに平均速度、最大速度、最低速度、標準偏差なども演算し、例えば図60の如く表示できる。また、ROI内のカラー表示面積を例えば図61に示すように細かく分割し、その分割された区域(セグメント)毎にカラー面積(ピクセル数)を演算し、グラフ表示することができる。この場合、速度の範囲を指定して、その範囲に対応したカラー面積をグラフ表示させてもよい。さらには、前述した自動トレースの手法を用いてカラー表示領域の内側輪郭線LNin(又は外側輪郭線)をトレースし、得られた輪郭線で囲まれた面積(例えば左室断面積となる)の時間変化や、その輪郭線を楕円近似したときの長軸径や短軸径の時間変化を演算して表示できる。図62には、左室心内膜に対応した輪郭線LNinに囲まれた左室断面積の時間変化の様子を示す。

【0169】ii. 加速度

加速度に関する物理量や統計量の計測は、図54における操作パネル14、CPU43、加速度演算部55、CFM輪郭描出部51、及びグラフィックメモリ部50により行われるので、ベクトル演算部23、運動時相解析部56、及び運動速度位相解析部57は取り外してもよい。

【0170】この加速度の場合にも、操作パネル14を介してROIを設定でき、その設定ROIに対して速度の計測機能と同様の計測を行うことができる。得られる計測データは、上述したiの場合の速度を加速度に置き換えたものになり、心筋や血管壁の運動に対する解析手法の拡大を図ることができる。

【0171】iii. 運動時相

この運動時相に関する物理量や統計量の計測は、図54における操作パネル14、CPU43、ベクトル演算部23、CFM輪郭描出部51、グラフィックメモリ部50、及び運動時相解析部56により行われるので、運動速度位相解析部57は取り外してもよい。

【0172】操作パネル14を介して画像上に、例えば図63に示す如くROIを設定し、このROI内での時刻ヒストグラムを演算した上で、その平均時刻、最速時刻、最遅時刻、標準偏差なども演算し、図示の如くカラー画像（図は心室収縮時相を示す）と一緒に表示することができる。

【0173】iv. 位相解析

この運動速度の時間変化に対する位相解析の物理量や統計量の計測は、図54における操作パネル14、CPU43、ベクトル演算部23、CFM輪郭描出部51、グラフィックメモリ部50、及び運動速度位相解析部57により行われるので、運動時相解析部56は取り外してもよい。

【0174】この場合も同様に、画像上にROIを設定し、そのROI内での第n次周波数の位相角ヒストグラムを演算し、その平均角度、最大角度、最小角度、標準偏差などを併せて表示できる。第1次周波数の位相角ヒストグラムは、上述した運動時相で図示した時刻ヒストグラムにおける時刻を位相角に置換したデータが得られる。また、同様に、第n次周波数の振幅ヒストグラムを演算し、その平均振幅、最大振幅、最小振幅、標準偏差などを特定し、それらをカラー画像と一緒に表示することができる。第1次周波数の振幅ヒストグラムは、上述した速度の項で説明した速度ヒストグラムに類似したデータとなる。

【0175】以上説明した各実施例によれば、心筋や血管壁の運動のビーム方向速度や絶対速度を検出し（或いは推定し）、リアルタイムでしかも種々の態様でカラー表示できるのみならず、運動速度から加速度、運動時相及び速度変化の位相解析情報を演算でき、それらの種々の態様でカラー表示できる。これにより、リアルタイムに定量的な情報を得ることができる。しかも、そのカラー表示画像において心筋の輪郭線を表示でき、さらに、その心内膜や心外膜を自動トレースできることから、従来の手作業による輪郭トレースに比べて、トレース精度及び再現性が高く、作業性も向上すると共に、従来の自動トレースのような増幅率による輪郭位置ずれの心配も無い。したがって、心筋や血管壁の運動状態について、

多角的に且つ定量的に詳細な情報を迅速に得ることができ、従来困難であって、虚血性心疾患における局所的な収縮能低下部位の検出、左室拡張障害の客観的診断、及び、刺激伝導系の異常壁運動の位置と広がりなども高精度に診断できる。

【0176】さらに、得られたカラー画像データを元にした種々の計測情報も迅速に得られるので、高機能且つ汎用性の高い装置を提供できる。

【0177】一方、被診断対象から実際に検知する情報は、ドブラ偏移による運動速度のみであって、その他の運動情報は推定や演算によって得られるので、装置全体の構成は超音波ドブラ血流測定装置などに比べても特に大形化、複雑化するものでもない。

【0178】なお、上述した第2実施例以降では心筋を中心に説明してきたが、診断対象が血管壁であってもよいことは勿論であり、血管壁に本発明を適用してそのカラー情報を表示すれば、血管局所の動脈硬化の同定及びその病状の定量的評価が可能になる。また、心臓や血管のMモード像に心筋や血管壁の運動速度情報又は運動加速度情報を前述と同様に重畳して表示することもできる。さらに、心筋又は血管壁の運動速度情報をMモード像に重畳した画像の輪郭を抽出し、心内膜又は血管内膜のリアルタイム自動トレースを行うこともできる。

【0179】さらに、上述した実施例の各部の回路は適宜且つ実用上十分なリアルタイム性を保持できる限りにおいて、アナログ、デジタル電子回路を用いて専用のプロセッサ構成としてもよいし、コンピュータのソフトウェア処理で構成してもよい。

【0180】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によれば、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドブラ偏移を受けた超音波エコー信号を得る走査手段と、この走査手段が得た超音波エコー信号に基づき上記器官の運動速度をサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、この速度演算手段が演算したサンプルボリューム毎の運動速度をカラー表示する表示手段とを備えることを要部としている。例えば、速度演算手段は、器官の運動の超音波ビーム方向の速度を演算する手段である。また例えば、表示手段は、リアルタイムでカラー表示する手段である。さらに例えば、表示手段は、速度演算手段の演算値に応じて色又は輝度を変えてカラー表示する機構を備えた。さらに、速度演算手段が演算した運動速度に基づいて器官の断層面での輪郭情報を演算する輪郭情報演算手段と、この輪郭情報演算手段が演算した情報と速度演算手段が演算した運動速度とに基づいて器官の運動方向の絶対速度を推定演算する絶対速度推定手段とを備えた。さらに、その絶対速度を直接演算する手段を備えた。さらにまた、運動速度のカラー表示領域の輪郭を表示したり、その輪郭を自動トレースしたりする手段を備えた。さらにまた、加速度、

運動時相、速度変化の位相解析情報を演算して、その情報をカラー表示する手段を備えた。

【0181】これらの構成によって、心筋や血管壁の種々の運動情報をリアルタイムでしかも種々の態様でカラー表示でき、定量的な解析を行うことができる。しかも、そのカラー表示画像において心筋の輪郭線を表示でき、さらに、その心内膜や心外膜を自動トレースできるため、トレース精度及び再現性が高く、作業性も向上するし、従来の自動トレースのような増幅率による輪郭位置ずれの心配も無い。したがって、虚血性心疾患における局所的な収縮能低下部位の検出、左室拡張障害の客観的診断、及び、刺激伝導系の異常壁運動の位置と広がりなども高精度に且つ迅速に診断できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】請求項1記載の発明に係る超音波カラードブラ断層装置のクレーム対応図。

【図2】本発明に用いるドブラ偏移を説明する説明図。

【図3】第1実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成例を示すブロック図。

【図4】フィルタ部の特性例を示すグラフ。

【図5】絶対速度の演算原理を説明する説明図。

【図6】絶対速度の演算原理を説明する説明図。

【図7】色付け用カラースケールの例を示す説明図。

【図8】心筋の表示例を示す画像図。

【図9】第1実施例の変形例に係る超音波カラードブラ断層装置のブロック図。

【図10】第1実施例の変形表示の一例を示す画像図。

【図11】第1実施例の変形処理の一例を示す説明図。

【図12】第1実施例の変形処理の別の例を示す画像図。

【図13】第1実施例の変形処理の更に別の例を示す説明図。

【図14】第1実施例の変形処理の更に別の例を示す説明図。

【図15】第2実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成の一部を示すブロック図。

【図16】第2実施例における表示例を示す画像図。

【図17】第2実施例の変形例を示す部分的なブロック図。

【図18】図17の変形例における処理例を示すフローチャート。

【図19】第3実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成を示すブロック図。

【図20】第3実施例における表示例を示す画像図。

【図21】第4実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成を示すブロック図。

【図22】輪郭描出の原理の過程を説明する説明図。

【図23】輪郭描出の原理の過程を説明する説明図。

【図24】輪郭描出の原理の過程を説明する説明図。

【図25】輪郭描出の原理の過程を説明する説明図。

【図26】輪郭描出の原理の過程を説明する説明図。

【図27】絶対速度の推定の一例を説明する説明図。

【図28】絶対速度の推定の別の例を説明する説明図。

【図29】絶対速度の推定の更に別の例を説明する説明図。

【図30】第3実施例の変形例に係る装置を示すブロック図。

【図31】第5実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成を示すブロック図。

10 【図32】速度成分の分離の一例を説明する説明図。

【図33】速度成分の分離の別の例を説明する説明図。

【図34】速度成分の分離の更に別の例を説明する説明図。

【図35】速度成分の分離の更に別の例を説明する説明図。

【図36】第5実施例における色付けのカラースケールを説明する説明図。

【図37】第6実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成を示すブロック図。

20 【図38】心筋の輪郭線表示の様子を示す画像図。

【図39】心内膜の自動トレースの一例を説明する画像図。

【図40】心内膜の自動トレースの別の例を説明する画像図。

【図41】自動トレース時の、速度零に対する改善を説明する（改善前）グラフ。

【図42】自動トレース時の、運動速度の零に対する改善処理を示すフローチャート。

30 【図43】自動トレース時の、速度零に対する改善を説明する（改善後）グラフ。

【図44】第7実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成を示すブロック図。

【図45】第8実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成を示すブロック図。

【図46】心筋運動速度の絶対値変化を示すグラフ。

【図47】心筋の運動時相解析の例を示すグラフ。

【図48】心筋の運動時相解析の例を示す画像図。

【図49】心筋の運動時相解析の別の例を示す画像図。

40 【図50】（a）（b）はビーム走査方向の違いを説明する説明図。

【図51】（a）～（d）はビーム走査方向に対する補正を説明するグラフ。

【図52】第9実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成を示すブロック図。

【図53】位相解析結果の例を示すグラフ。

【図54】第10実施例の超音波カラードブラ断層装置の構成を示すブロック図。

【図55】（a）（b）を含み、速度に関する計測結果の一例を示す画像図。

50 【図56】速度に関する計測結果の別の例を示す画像

図。

【図57】速度に関する計測結果の更に別の例を示す画像図。

【図58】速度に関する計測結果の更に別の例を示す画像図。

【図59】(a)～(f)は図58に関するベクトル軌跡の表示過程を示す説明図。

【図60】速度に関する計測結果の更に別の例を示す画像図。

【図61】速度に関する計測結果の更に別の例を示す画像図。

【図62】速度に関する計測結果の更に別の例を示す画像図。

【図63】運動時相に関する計測結果の一例を示す画像図。

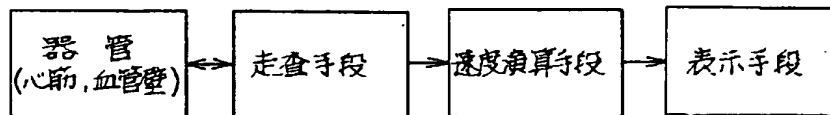
【図64】(a)(b)は従来の自動トレース法に係る域値処理を説明するグラフ。

【符号の説明】

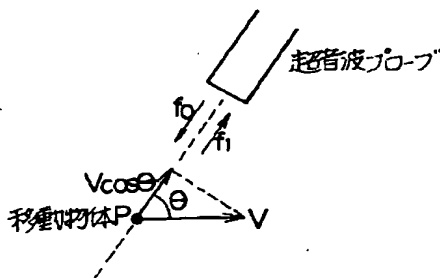
- 10 超音波カロードブラ断層装置
- 11 超音波プローブ
- 12 装置本体
- 13 ECG
- 14 操作パネル
- 15 超音波送受信部

- 16 Bモード用DSC部
- 17 Bモード用フレームメモリ
- 18 メモリ合成部
- 19 表示器
- 20 位相検波部
- 21 フィルタ部
- 22 周波数解析部
- 23 ベクトル演算部
- 24 CFM用DSC部
- 25 CFM用フレームメモリ
- 40 ECGアンプ
- 41 トリガ信号発生器
- 42 参照データメモリ
- 43 CPU
- 44 タイミング信号発生器
- 50 グラフィックメモリ部
- 51 CFM輪郭描出部
- 52 速度変換演算部
- 53 Bモード輪郭描出部
- 54 速度成分分離部
- 55 加速度演算部
- 56 運動時相解析部
- 57 運動速度位相解析部

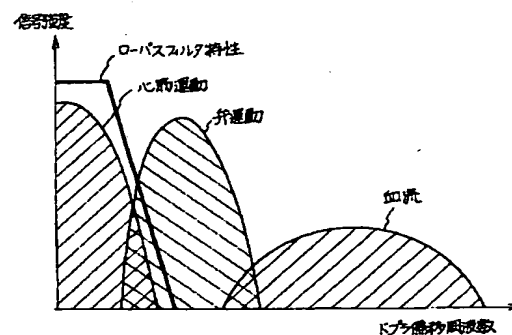
【図1】



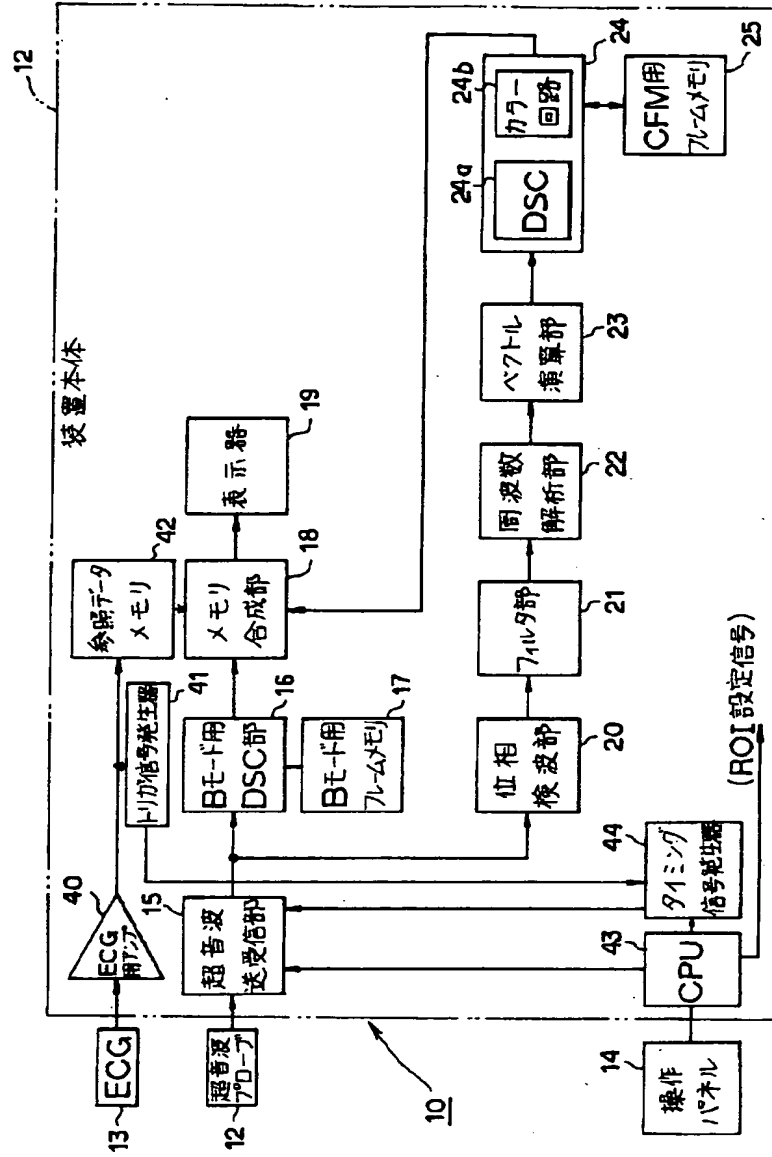
【図2】



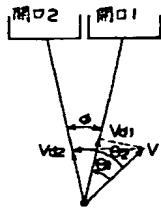
【図4】



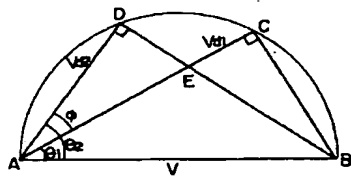
【図3】



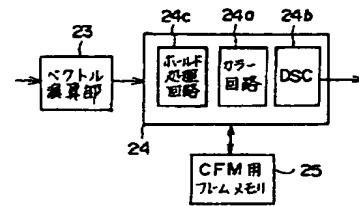
【図5】



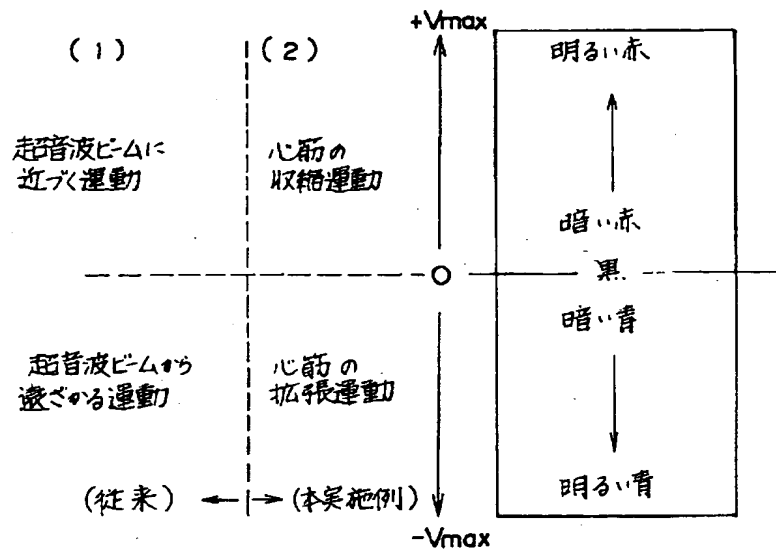
【図6】



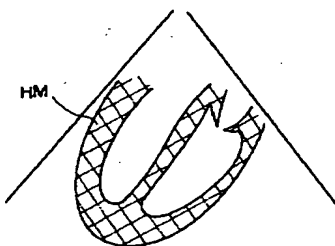
【図15】



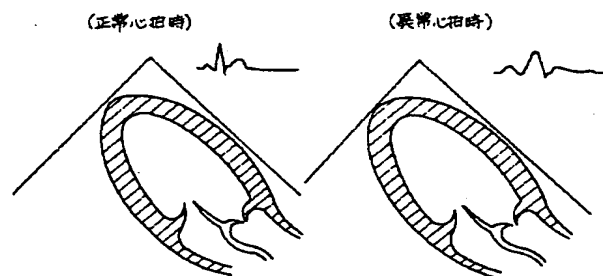
【図7】



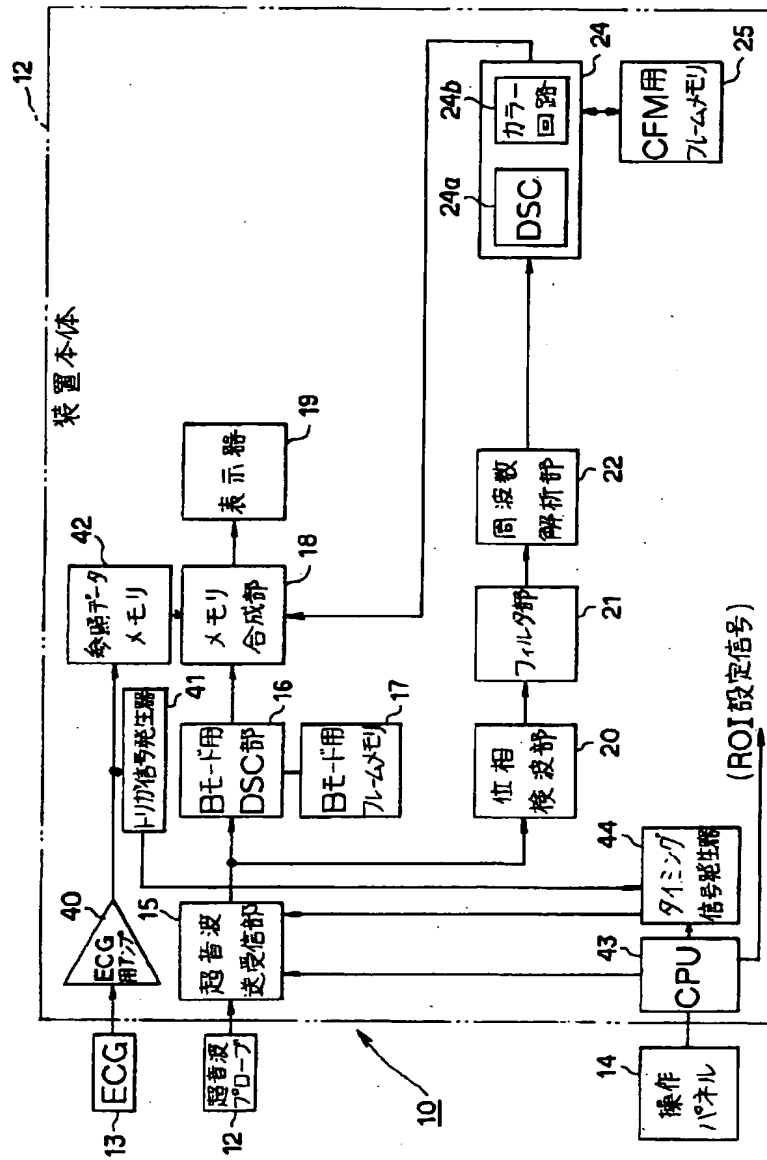
【図8】



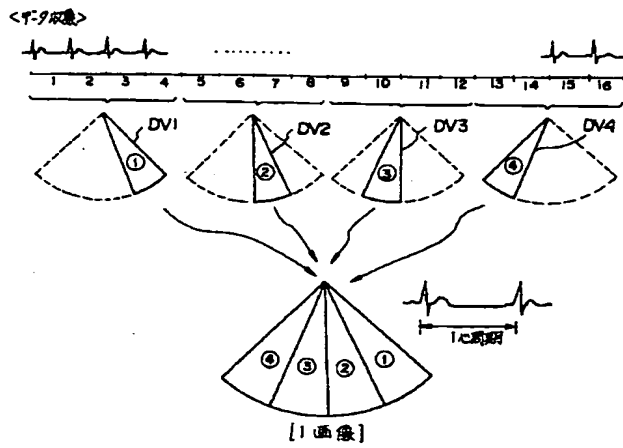
【図10】



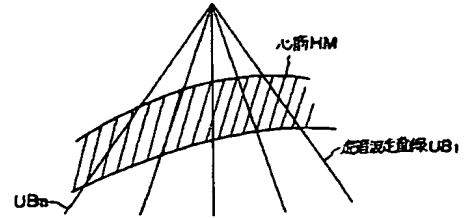
【図9】



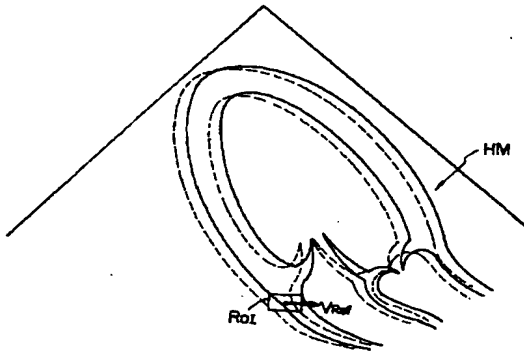
【図11】



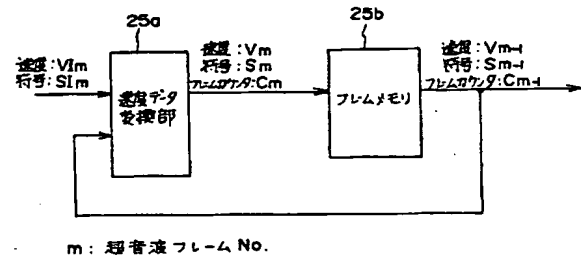
【図22】



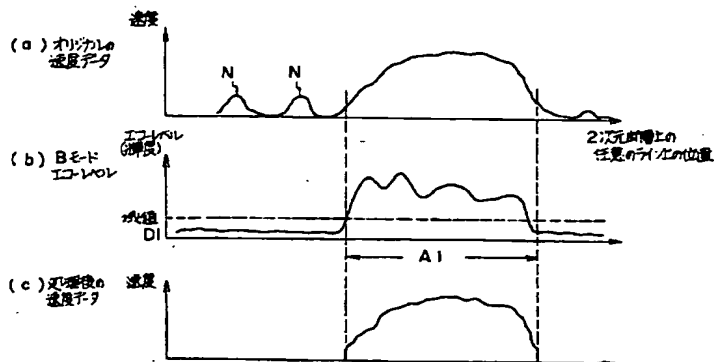
【図12】



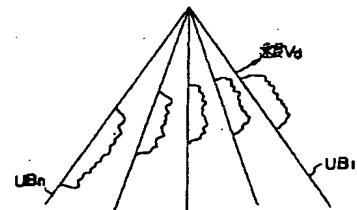
【図17】



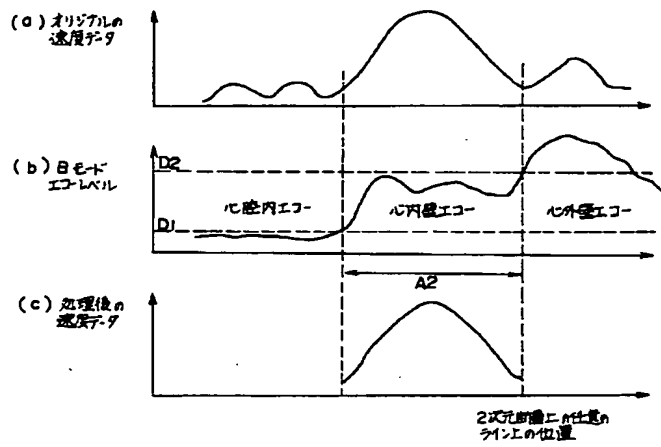
【図13】



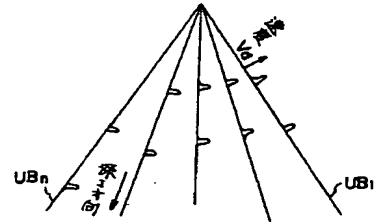
【図23】



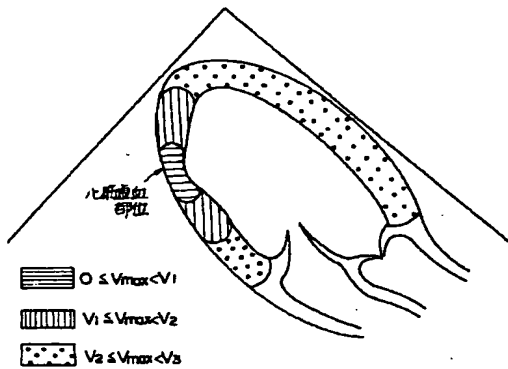
【図14】



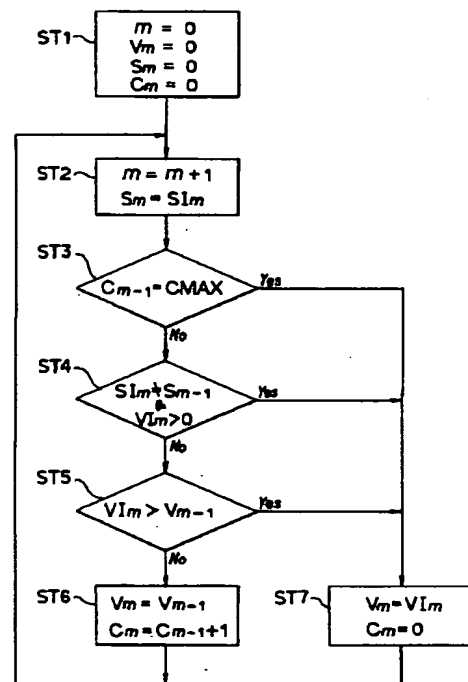
【図24】



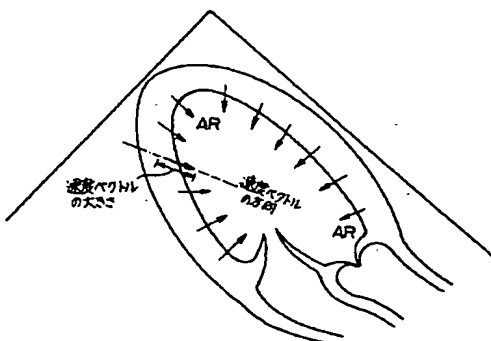
【図16】



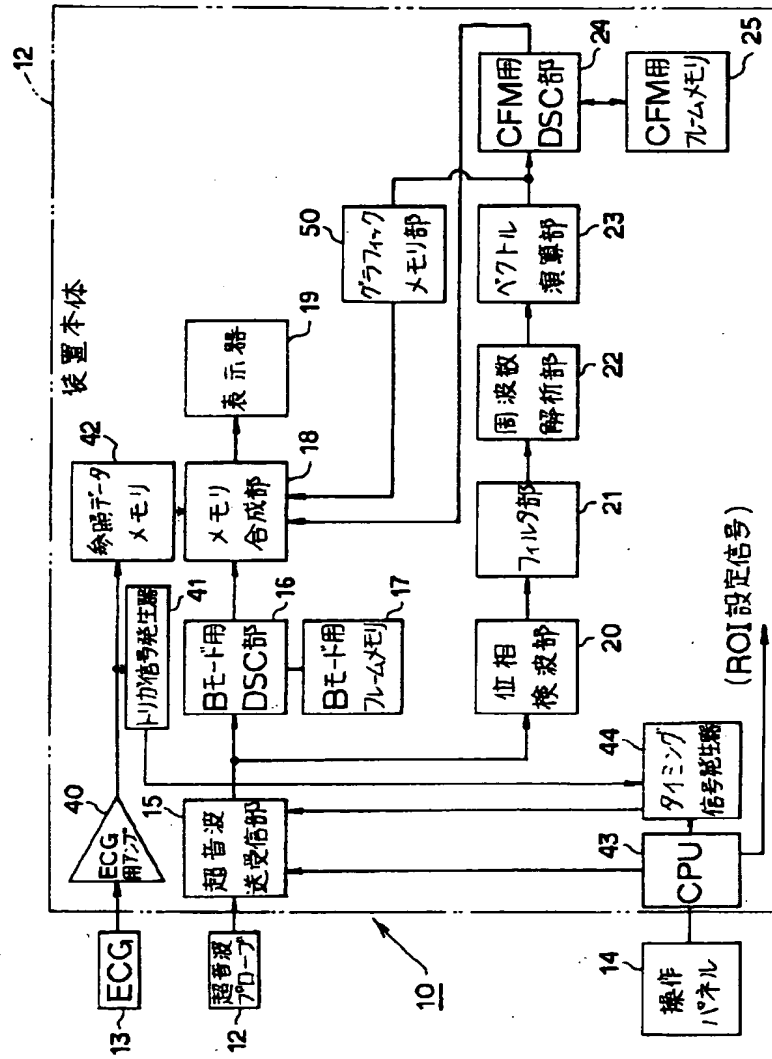
【図18】



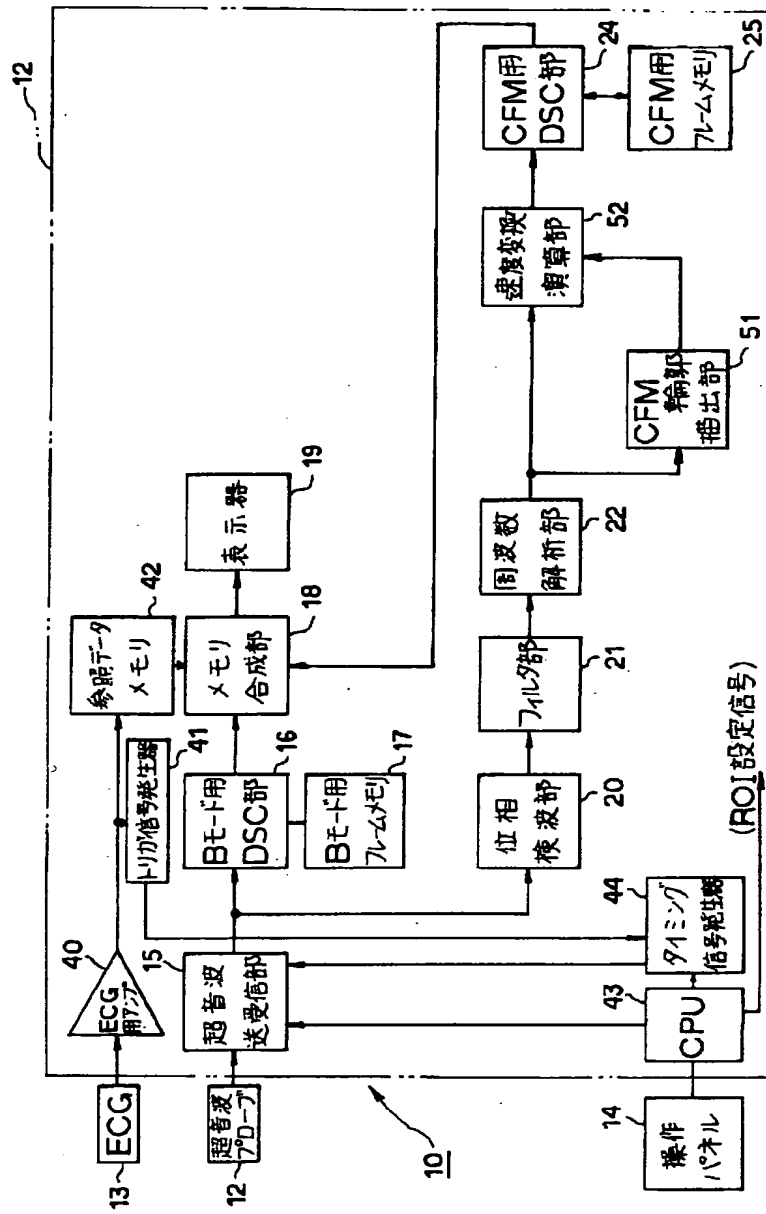
【図20】



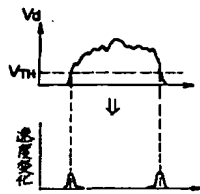
【図19】



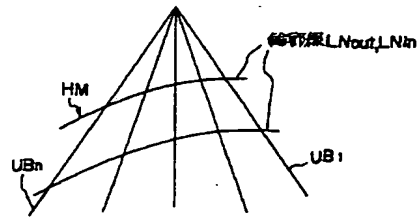
【図21】



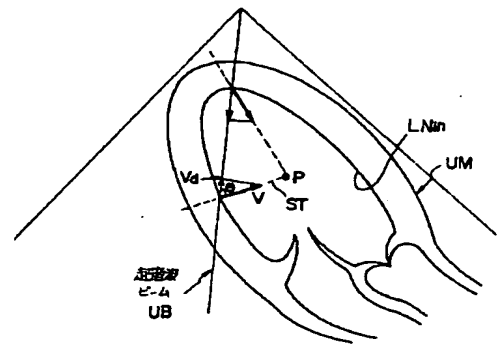
【図25】



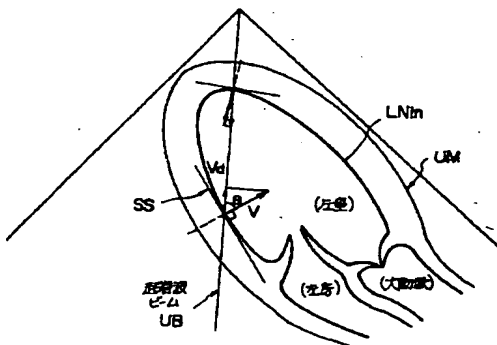
【図26】



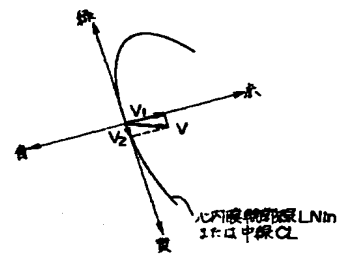
【図28】



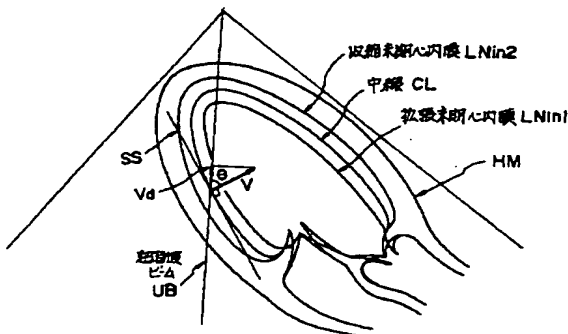
【図27】



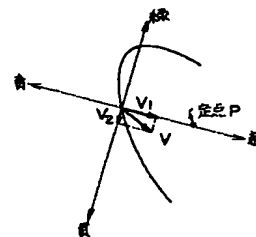
【図32】



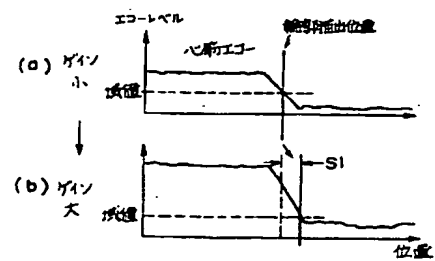
【図29】



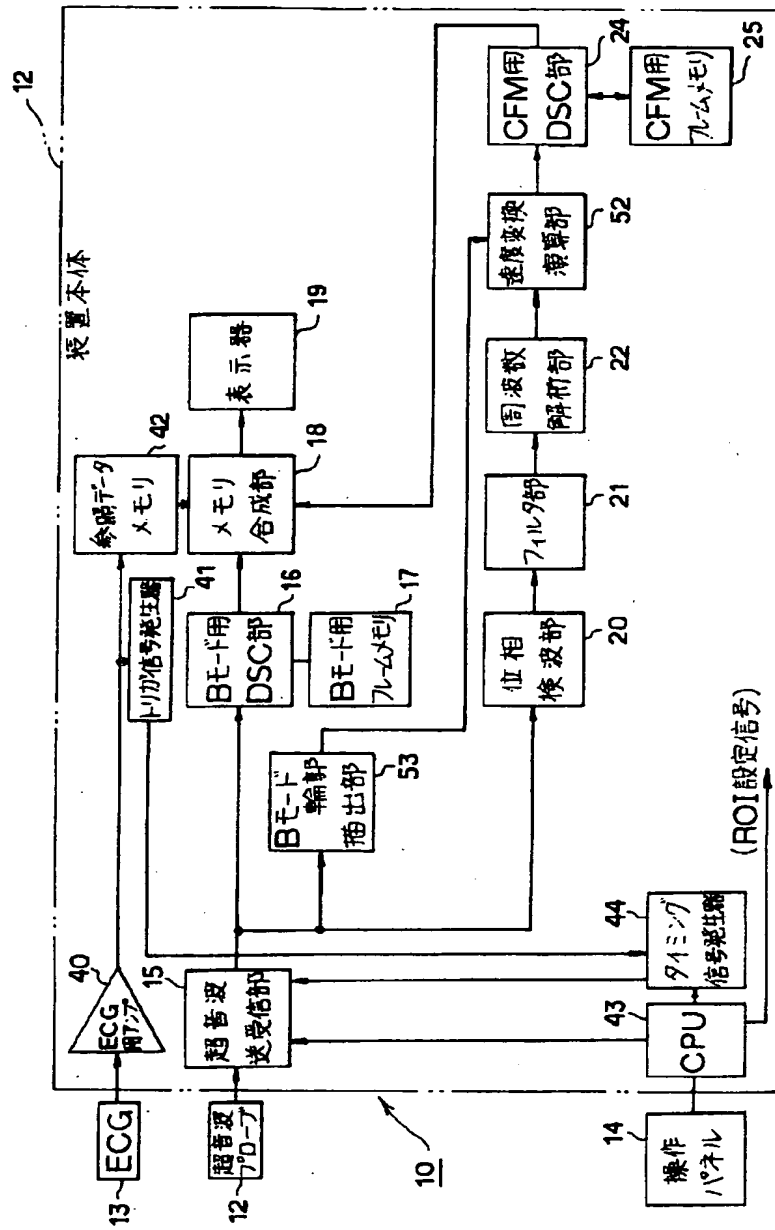
【図33】



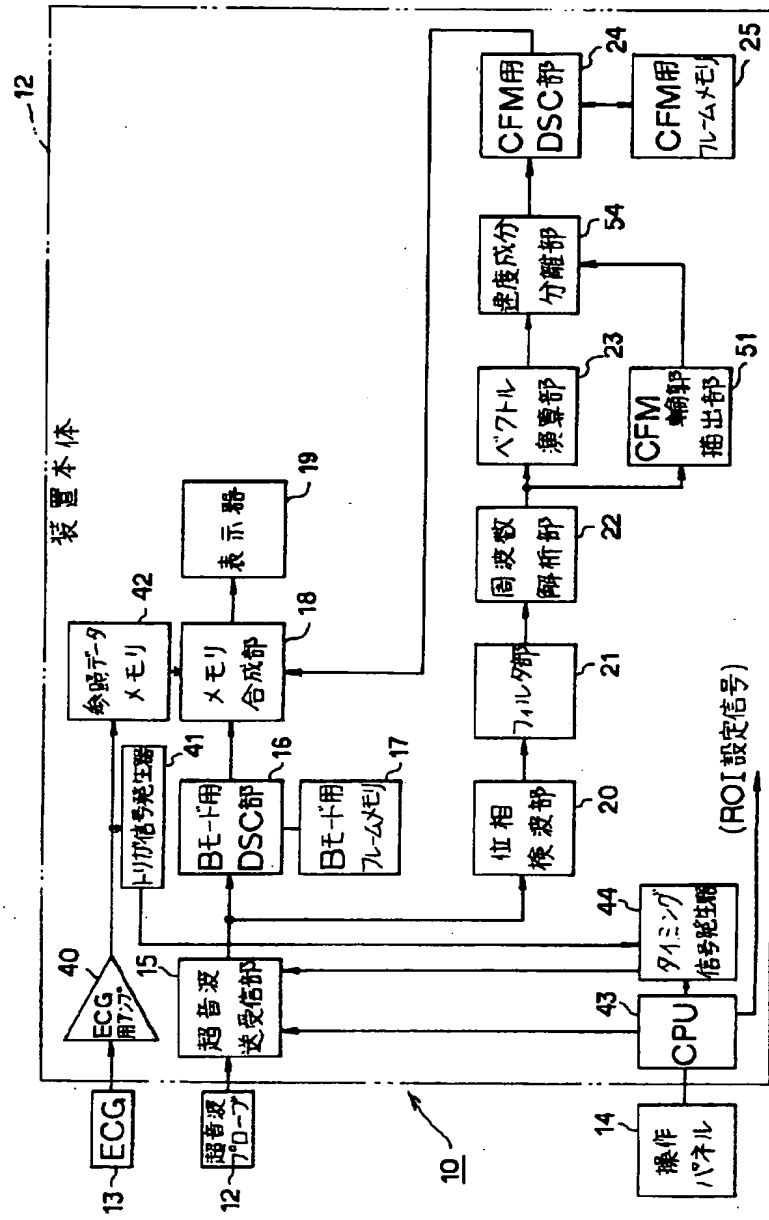
【図64】



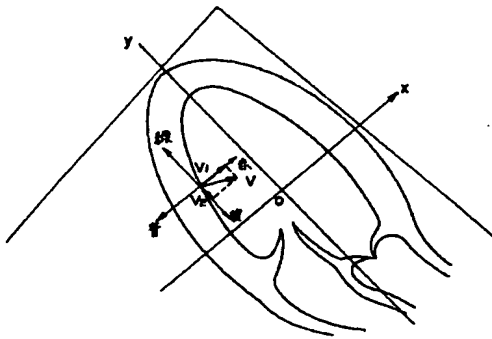
【図30】



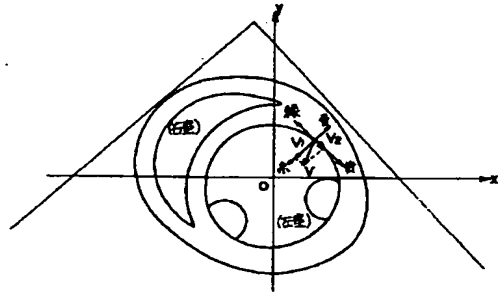
【图 3 1】



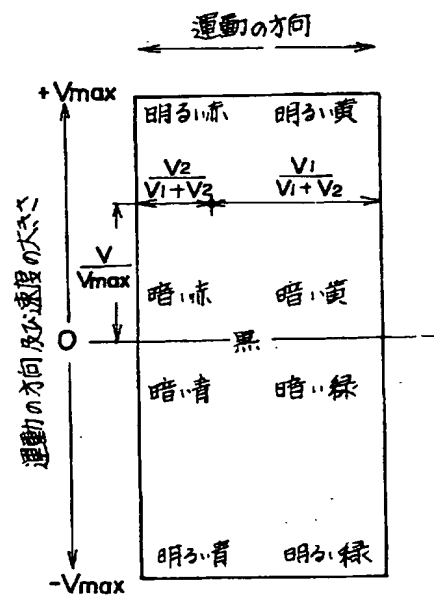
【図34】



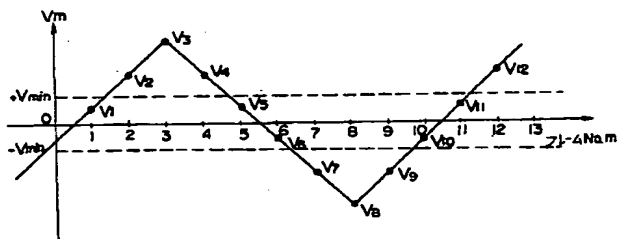
【図35】



【図36】

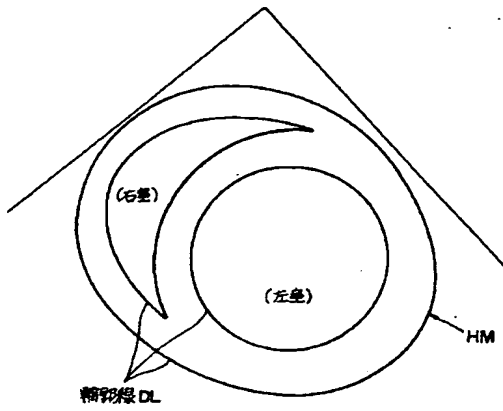


【図41】

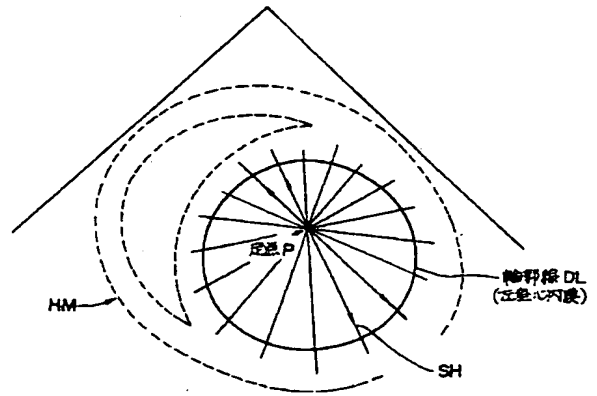


The diagram illustrates the internal components and signal flow of an ECG measurement device (10). The process begins with an ECG signal (13) entering an ECG amplifier (14). The amplified signal (15) is then processed by an A/D converter (16) and a timing signal generator (17). The resulting digital data is stored in a memory block (18), which is part of a larger memory system (19) that also includes a ROM (20) and a RAM (21). The CPU (22) manages the data, sending it to a display (23) and a printer (24). The device also features a communication interface (25) for external data transfer. A timing signal (26) is provided to the A/D converter (16) and the timing signal generator (17). The entire system is controlled by a CPU (22) which receives input from a control panel (27) and sends output to a printer (24) and a communication interface (25).

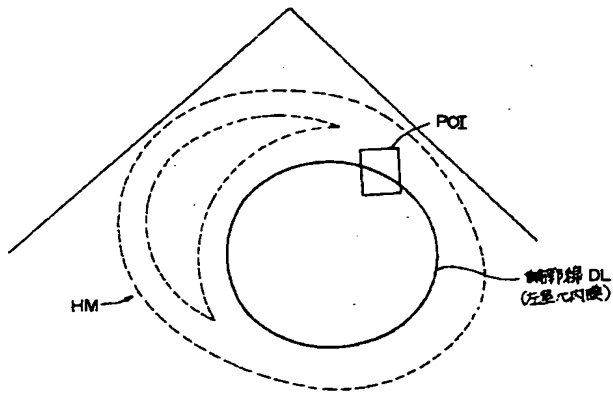
【図38】



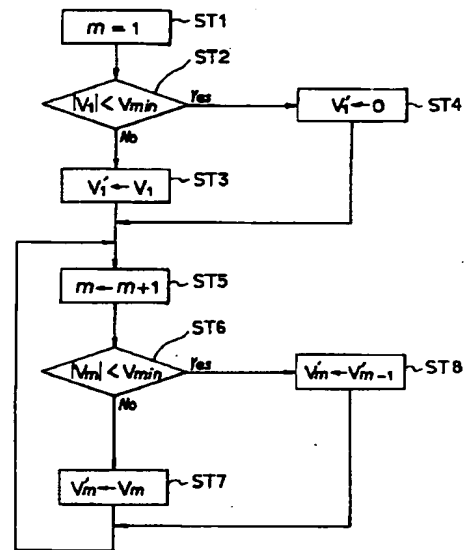
【図40】



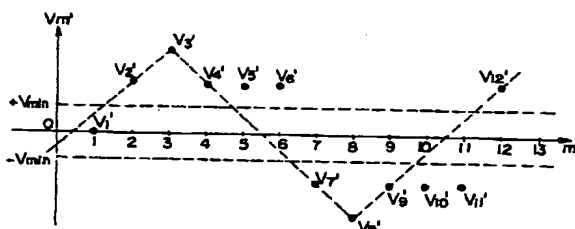
【図39】



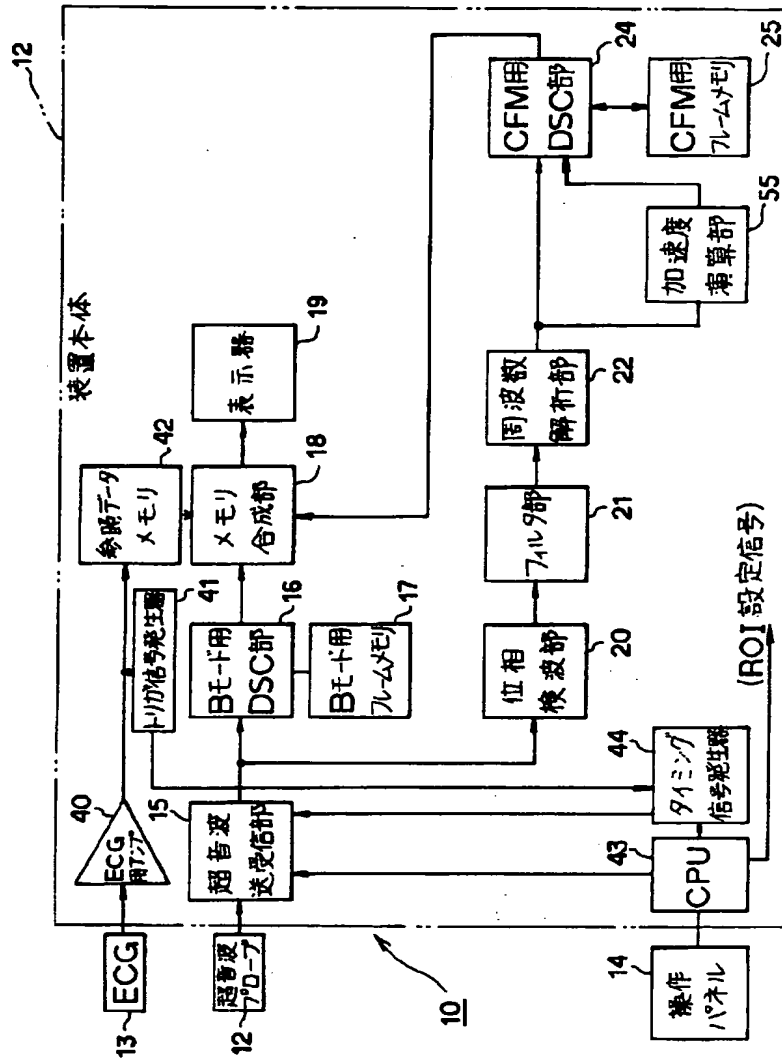
【図42】



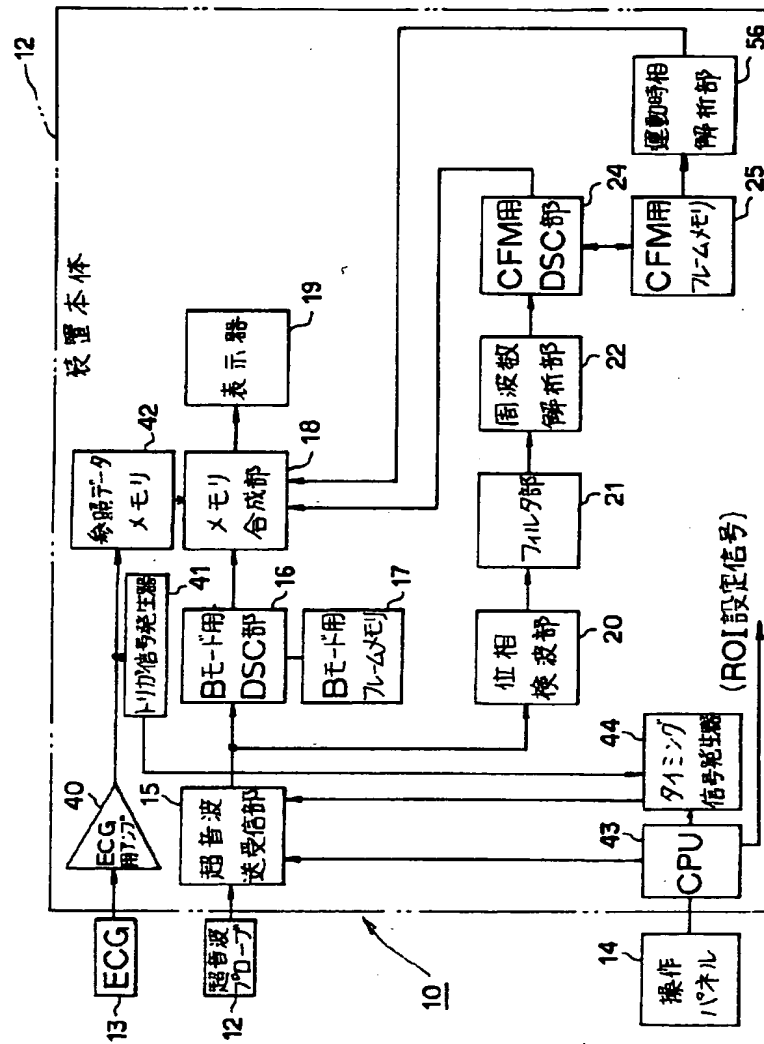
【図43】



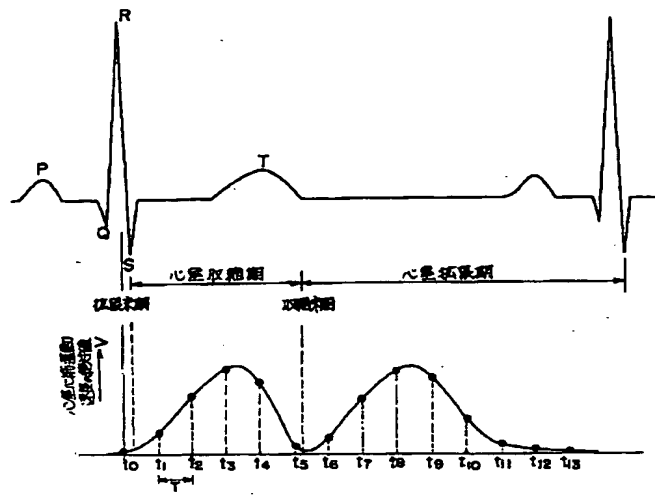
【図44】



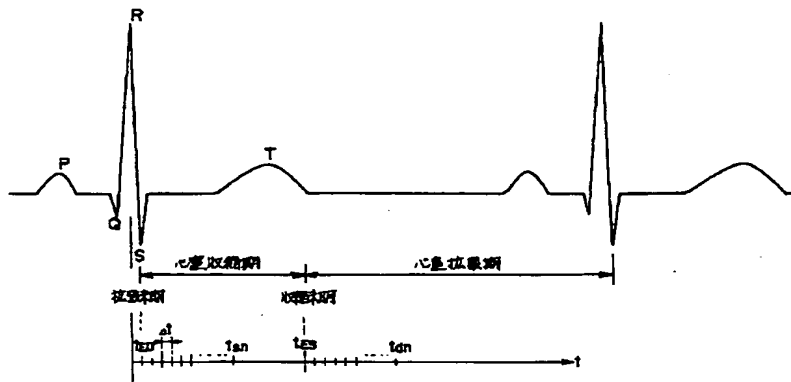
【図45】



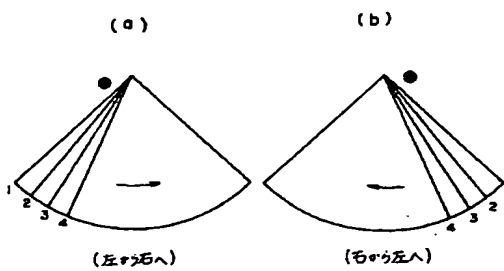
【図46】



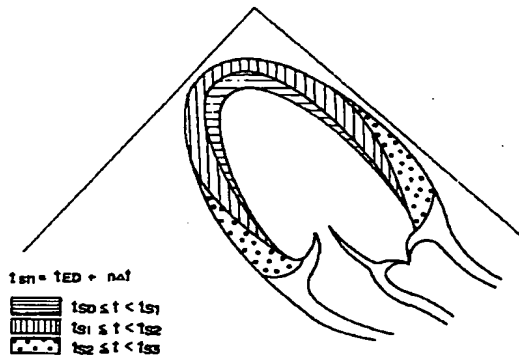
【図47】



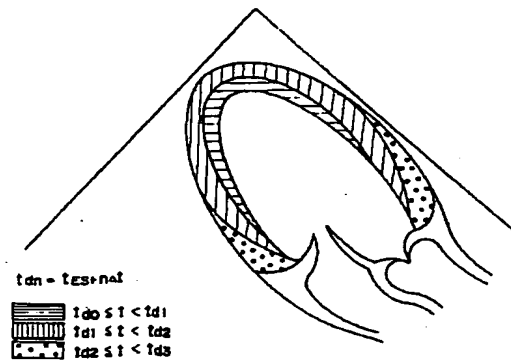
【図50】



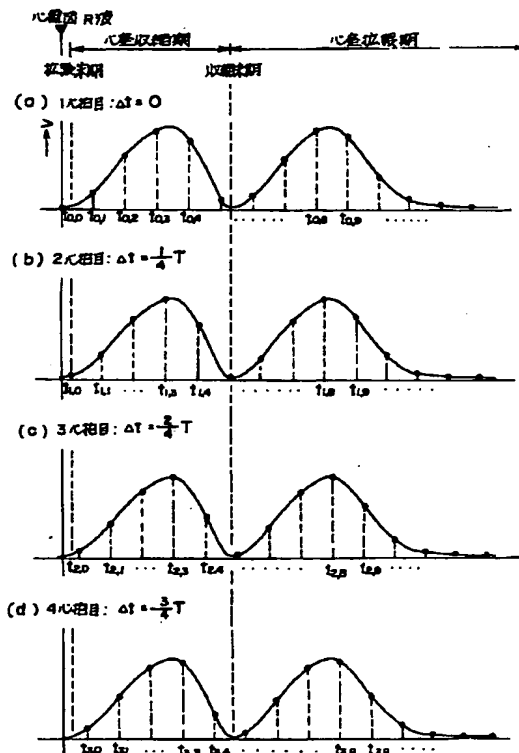
【図48】



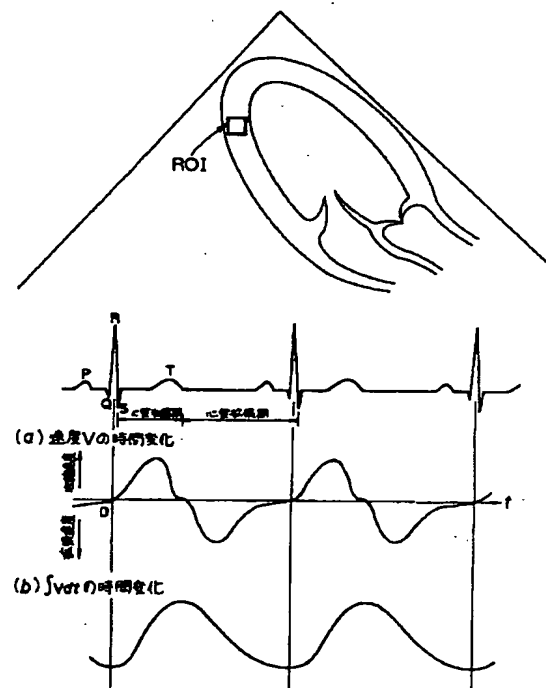
【図49】



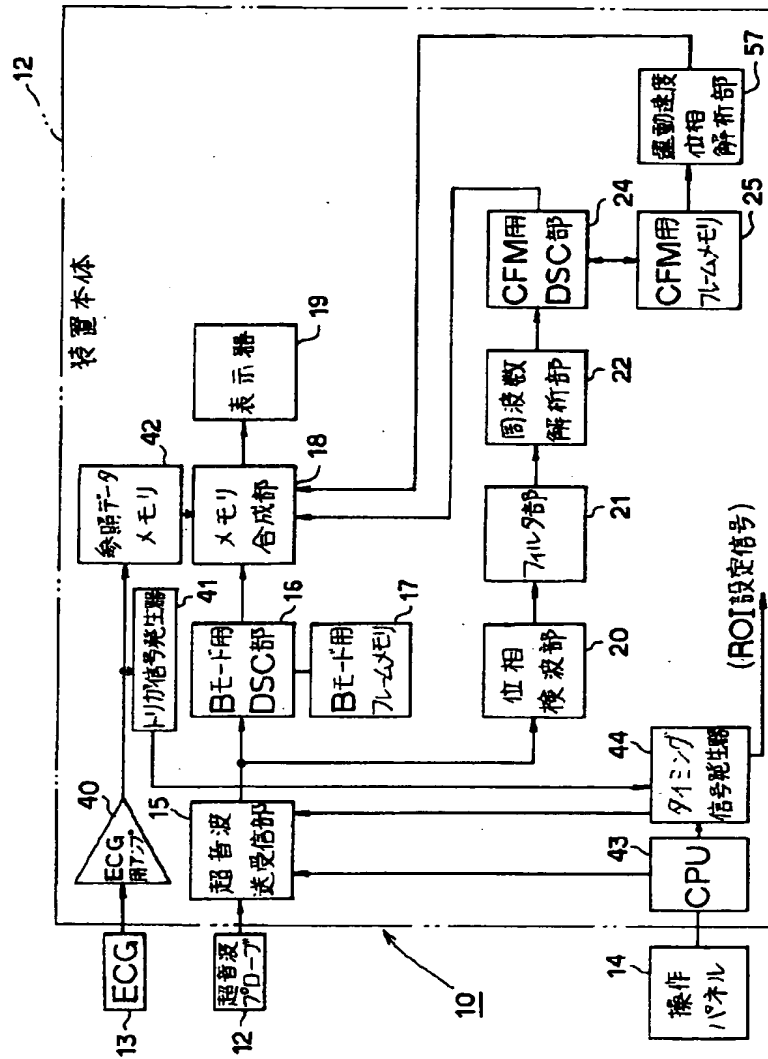
【図51】



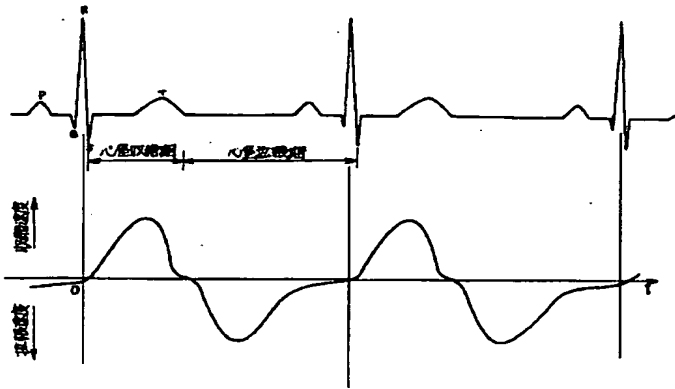
【図55】



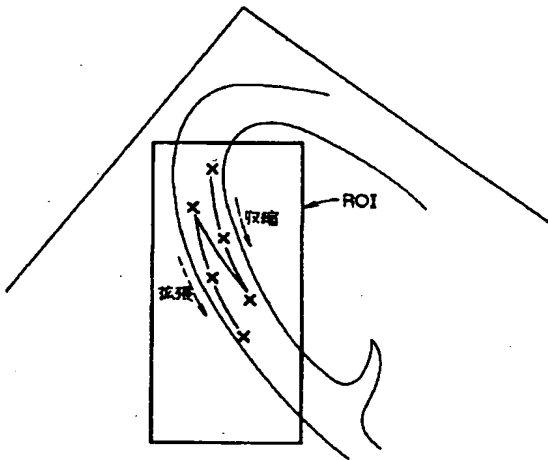
【図52】



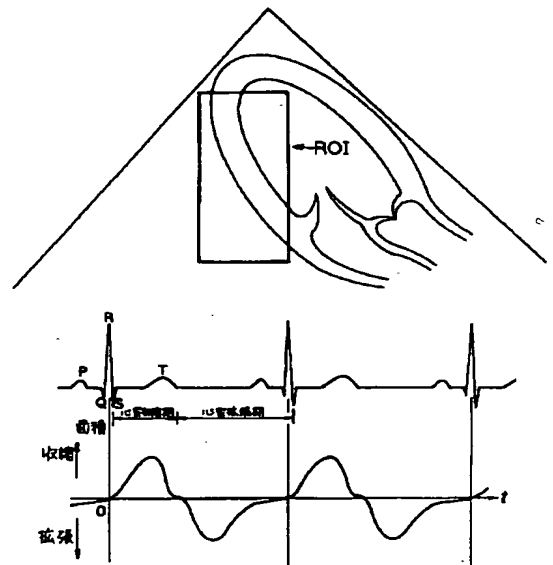
【図53】



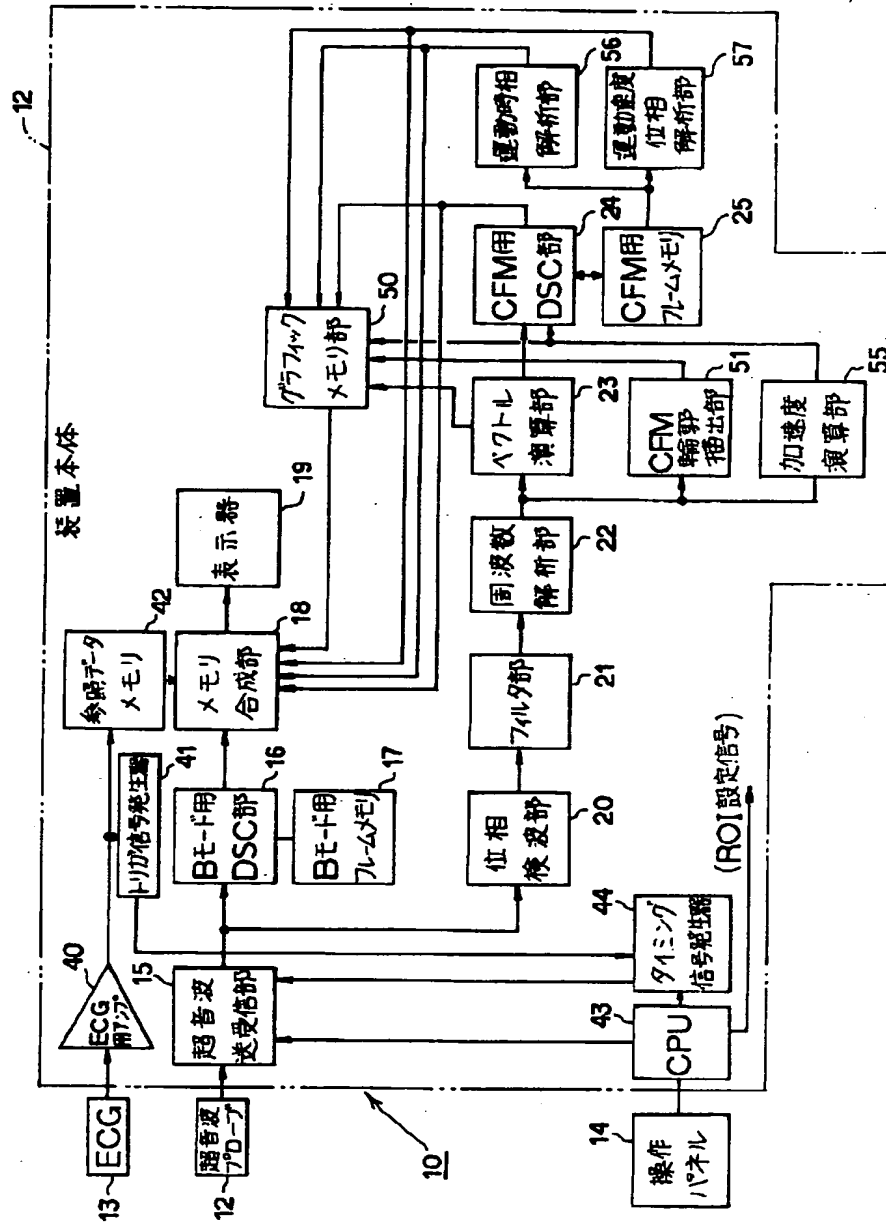
【図56】



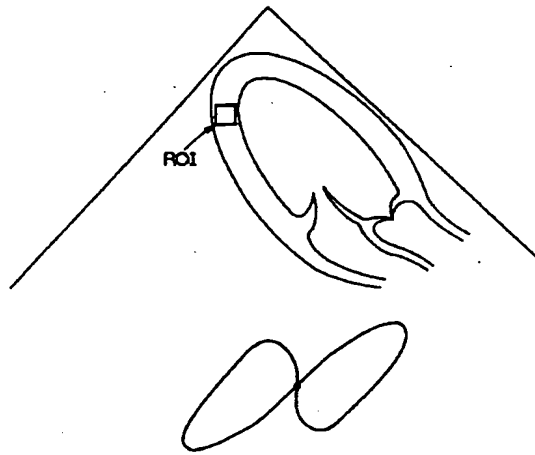
【図57】



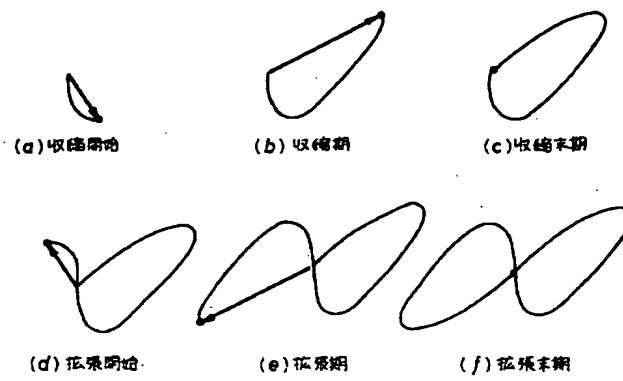
【図54】



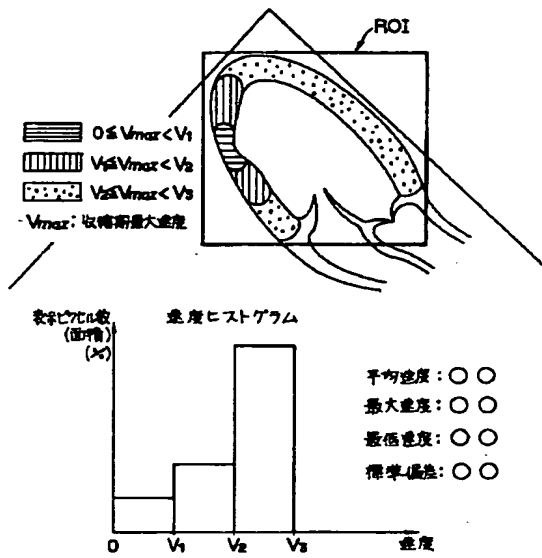
【図58】



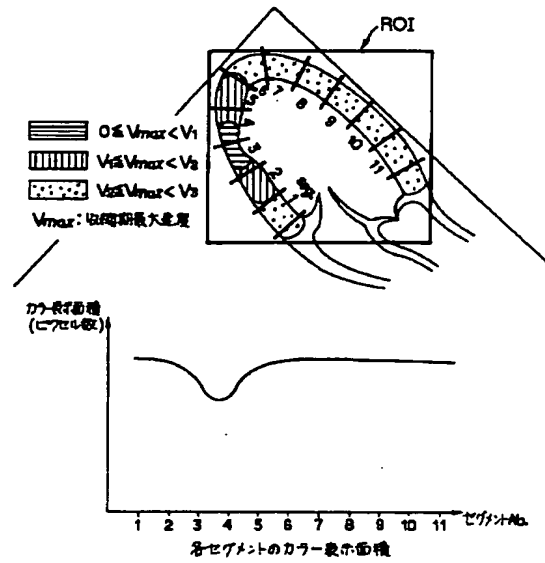
【図59】



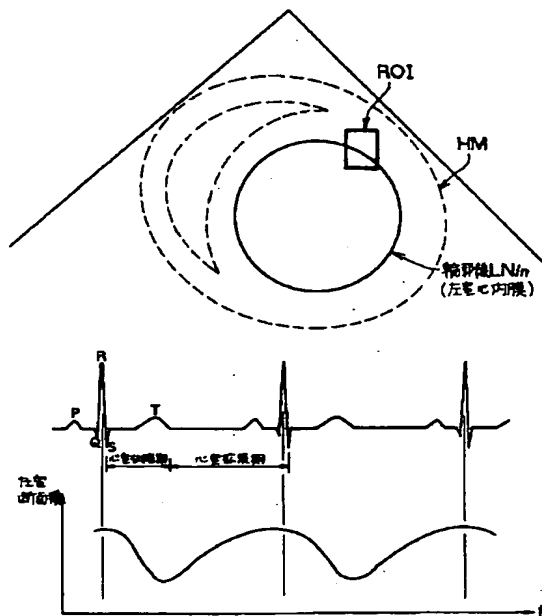
【図60】



【図61】



【図62】



【図63】

